

INSTITUTO POLITÉCNICO DE COIMBRA

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra



EFEITO DE UM PROGRAMA DE EXERCÍCIOS PARA PREVENÇÃO
DA DOR LOMBAR AO NÍVEL DO ENDURANCE E CO-ACTIVAÇÃO
BILATERAL DO MÚSCULO MÉDIO GLÚTEO, SWAY POSTURAL E
INTENSIDADE DA DOR

Dissertação elaborada com vista à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia, na área de
especialização do Movimento Humano

Orientador: Doutor Rui Miguel Monteiro Soles Gonçalves

Co-orientador: Doutor Jan Maria Hendrick Cabri

Ana Luísa Pires Domingues

Coimbra

2013



INSTITUTO POLITÉCNICO DE COIMBRA
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra



**EFEITO DE UM PROGRAMA DE EXERCÍCIOS PARA PREVENÇÃO
DA DOR LOMBAR AO NÍVEL DO ENDURANCE E CO-ATIVAÇÃO
BILATERAL DO MÚSCULO MÉDIO GLÚTEO, SWAY POSTURAL E
INTENSIDADE DA DOR**

Dissertação elaborada com vista à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia, na área de
especialização do Movimento Humano

Orientador: Doutor Rui Miguel Monteiro Soles Gonçalves

Co-orientador: Doutor Jan Maria Hendrick Cabri

Ana Luísa Pires Domingues

Coimbra

2013

RESUMO

INTRODUÇÃO E OBJETIVOS: A dor lombar (DL) é considerada um dos maiores problemas socioeconómicos dos países industrializados e está associada à manutenção da posição de ereta em atividades ocupacionais e laborais. O objetivo do presente estudo é descrever e analisar o efeito de um programa de exercícios para prevenção da DL ao nível do *endurance* e co-ativação bilateral do músculo médio glúteo (MG), *sway* postural e a intensidade da DL em indivíduos que desenvolvem dor (DD) numa tarefa prolongada em pé. É expetável que os indivíduos DD, após o programa de exercícios, reduzam a intensidade subjetiva da dor, o nível de co-ativação bilateral e o *sway* postural e que aumentem o *endurance* do músculo MG. **MATERIAIS E MÉTODOS:** Os participantes (19 homens, 31 mulheres), sem história prévia de DL, foram sujeitos ao teste de indução de DL transitória. Antes do teste foi avaliado o *endurance* da musculatura lombo-pélvica pelo *side-bridge teste* (SBT); e durante o teste foram recolhidos dados da atividade do músculo MG através de eletromiografia (EMG) de superfície, avaliado o *sway* postural com recurso a um acelerómetro 3D e intensidade subjetiva da dor, pela EVA. Um aumento >10mm na EVA durante o teste categorizou os indivíduos como DD. Os participantes foram aleatoriamente distribuídos por sexo e por desenvolver ou não dor (DD/NDD) em grupo experimental (Exp) e controlo (Cont). O grupo Exp realizou um programa de exercícios no domicílio e o grupo Cont manteve as suas atividades. Após 4 semanas procedeu-se à reavaliação. **RESULTADOS:** Os indivíduos que constituem a amostra deste estudo foram agrupados de acordo com diversos critérios e avaliados vários aspectos relacionados com a DL. Os resultados revelaram que 48% dos participantes foram classificados como DD. Em muitos aspectos analisados, o comportamento dos indivíduos foi semelhante não existindo diferenças significativas ($p \geq 0,05$). No entanto, os resultados mostram que existem diferenças quanto à intensidade subjetiva da dor onde se obteve uma variação significativa entre os dois dias de teste ($p < 0,05$) em indivíduos DD_{Exp}. Também se observou um efeito clinicamente relevante na interação da intervenção e sexo enquanto medidas repetidas ao nível do *endurance*. **CONCLUSÕES:** O programa de exercícios provou ser benéfico na redução da intensidade da dor durante uma tarefa prolongada em pé. O *endurance* muscular revelou uma variação positiva ao exercício. Nos participantes em estudo não houve alteração relevante nas medidas de co-ativação muscular e *sway* postural.

PALAVRAS-CHAVE: Dor lombar; prevenção; co-ativação muscular; *sway* postural; *endurance* muscular; tarefa prolongada em pé.

ABSTRACT

BACKGROUND AND AIMS: Low back pain (LBP) is a socioeconomic problem in most industrialized countries. LBP development has been associated with occupational and work related activities, namely by standing. The purpose of this study is to describe and analyze the effects of a prescribed exercise program to prevent LBP. The program analysis several aspects related to LBP namely in terms of gluteus medius (GM) *endurance* and bilateral co-activation level, postural balance and pain intensity. A reduction in pain intensity and level of bilateral GM co-activation was expected, as well as a reduction in postural *sway* and improvement in muscular *endurance* following exercise intervention in pain-developing (PD) individuals. **MATERIAL AND METHODS:** Participants (19 males, 31 females), with no prior history of LBP were exposed to a functionally induced LBP protocol. This test simulates occupational standing, and participants have to perform light activities, for a 2 hour period in a restrict area. Before proceeding to standing protocol, GM muscular *endurance* was evaluated. During the test data for muscular activation was collected data from muscular activation by electromyography (EMG); postural *sway* with a 3D accelerometer and pain intensity accessed through VAS. An increase of >10mm on VAS *score* during standing was threshold for PD categorization. Participants were randomly assigned by gender and pain-developing or not (PD/NPD) in experimental (Exp) or control (Cont) group. Exp group was instructed to follow an exercise program at home and control group was instructed to maintain their usual activity. After a 4 week period they were re-tested. **RESULTS:** Individuals in the sample of this study were grouped according to various criteria and evaluated in several aspects which influence LBP. Results reveal that, 48% Participants were categorized as PD on day 1. In many aspects these individuals' behavior was similar between groups revealing no significant differences ($p \geq 0,05$). However, the results show that differences exist in subjective pain intensity which revealed a significant variation between the two test days ($p < 0,05$) in subjects PD_{Exp}. A clinically relevant interaction was also observed between the variable intervention and sex, as repeated measures in muscular *endurance*. **CONCLUSIONS:** The exercise program proved beneficial in reducing LBP intensity during standing. Muscular *endurance* shows a positive effect promoted by exercise. No significant change was found related to muscular co-activation or postural *sway*.

KEYWORDS: Low back pain; prevention; muscle co-activação; postural *sway*; muscular *endurance*; prolonged standing.

AGRADECIMENTOS

Devo a concretização desta dissertação de mestrado a muitas pessoas, às quais gostaria de prestar aqui um sincero agradecimento:

Ao Prof. Doutor Rui Soles Gonçalves, pela forma competente, dedicada e paciente com que me orientou. O rigor científico, crítica construtiva, e a coragem para acreditar que imprimiu a todas as reuniões foram decisivos em todas as fases do trabalho. Expresso aqui a minha gratidão e reconhecimento.

Ao Prof. Doutor Jan Cabri, por ter tornado possível a colocação em prática o trabalho de campo, garantido a qualidade na recolha e processamento dos dados. Muito obrigada.

Ao Mestre João Paulo Figueiredo, cuja disponibilidade e empenho foram um contributo inestimável. A competência técnico-científica manifestada na análise estatística foi fundamental para a conclusão deste trabalho. Um sincero agradecimento.

À Catarina, que esteve sempre presente e encarou este trabalho como se dela se tratasse. A tua dedicação só é possível entender porque somos irmãs, e as irmãs fazem destas coisas!

Aos meus pais, pelo apoio incondicional que me proporcionaram. Sempre acreditaram em mim e manifestaram o seu incentivo ao meu desenvolvimento pessoal e profissional. Obrigada.

Aos participantes no estudo, pela forma generosa e solidária com que colaboraram. Estou-vos profundamente grata.

ÍNDICE GERAL

RESUMO	iv
ABSTRACT	v
AGRADECIMENTOS	vi
ÍNDICE DE TABELAS	x
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xii
ÍNDICE DE APÊNDICES.....	xiii
LISTA DE ABREVIATURAS	xiv
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Enquadramento	1
1.2. Objetivo	4
1.3. Hipóteses.....	4
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	5
2.1. Dados epidemiológicos relativos à dor lombar.....	5
2.2. Definição	6
2.3. Fatores de risco para a ocorrência de dor lombar	8
2.4. Fatores preditivos ao desenvolvimento de dor lombar na posição de pé.....	11
2.4.1. Alteração dos padrões de ativação muscular na dor lombar	15
2.4.2. Aspectos da performance do músculo médio glúteo no desenvolvimento de dor lombar.....	18
2.5. Correlação cruzada para o estudo da co-ativação muscular	20
2.6. Normalização do sinal EMG	23
2.7. Estratégias de controlo postural e equilíbrio	24
2.8. Alteração do controlo neuromuscular e modificação às estratégias posturais em indivíduos com dor lombar	27
2.8.1. Sway postural – relação com a intensidade da dor lombar	31
2.9. Avaliação do controlo postural	33
2.10. Estratégias preventivas na dor lombar	38
2.10.1. Programas de intervenção pelo exercício para prevenção da dor lombar.....	40
2.10.2. Alterações a nível muscular promovidas pela intervenção pelo exercício	41
2.10.3. Alterações promovidas por diferentes exercícios	42
2.10.4. Alterações promovidas ao nível do sway postural com a intervenção pelo exercício	48
2.10.5. Parâmetros de prescrição de exercício para prevenção da dor lombar	50

3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	55
3.1. Amostra.....	55
3.2. Medições	55
3.2.1. <i>Procedimentos de recolha de dados.....</i>	55
3.2.2. <i>Instrumentos de medida e procedimentos de testagem</i>	56
3.2.3. <i>Protocolo experimental.....</i>	61
3.2.4. <i>Identificação dos grupos.....</i>	63
3.2.5. <i>Intervenção</i>	64
3.3. Processamento dos dados.....	66
3.3.1. <i>Dados EMG - co-activação muscular durante o teste</i>	66
3.3.2. <i>Aceleração do CoM – sway postural durante o teste.....</i>	67
3.4. Análise Estatística	68
4. RESULTADOS.....	70
4.1. Amostra.....	70
4.2. Intensidade da dor	71
4.3. Co-ativação bilateral do músculo médio glúteo durante o teste.....	75
4.4. Aceleração do CoM - sway postural durante o teste.....	78
4.4.1. <i>Sway postural no eixo x.....</i>	79
4.4.2. <i>Sway postural no eixo y.....</i>	82
4.4.3. <i>Sway postural no eixo z.....</i>	86
4.4.4. <i>Sway postural resultante</i>	89
4.5. Side-bridge endurance.....	93
4.6. Modelo linear generalizado da intensidade da dor, ajustado por dias	96
4.7. Modelo linear generalizado da co-ativação bilateral do músculo médio glúteo durante o teste, ajustado por dias	98
4.8. Modelo linear generalizado para o sway postural.....	100
4.8.1. <i>Modelo linear generalizado para o sway postural no eixo x ao longo do tempo ajustado por dias ...</i>	100
4.8.2. <i>Modelo linear generalizado para o sway postural no eixo y ao longo do tempo ajustado por dias</i>	102
4.8.3. <i>Modelo linear generalizado para o sway postural no eixo z ao longo do tempo, ajustado por dias...</i>	104
4.8.4. <i>Modelo linear generalizado para o sway postural total ao longo do tempo, ajustado por dias.....</i>	106
4.9. Modelo linear generalizado para o side-bridge endurance	108
4.9.1. <i>Side-bridge endurance direito</i>	108
4.9.2. <i>Side-bridge endurance esquerdo.....</i>	109
4.9.3. <i>Side-bridge endurance médio.....</i>	111
5. DISCUSSÃO.....	114

CONCLUSÃO	124
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	125
APÊNDICES	137
ANEXOS	144

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Fatores de risco para a ocorrência de dor lombar e cronicidade	8
Tabela 2 - Divisão dos participantes por intervenção Cont/Exp consoante o sexo.....	64
Tabela 3 - Estatística das características <i>baseline</i> dos participantes, consoante o grupo DD/NDD.	70
Tabela 4 - Divisão dos participantes por intervenção Cont/Exp consoante o sexo e a presença de dor	70
Tabela 5 - Teste t-Student para amostras independentes. EVA (mm) em função do sexo, grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp	72
Tabela 6 - Teste t-Student para amostras independentes. EVA (mm) por sexo, ajustado ao grupo DD/NDD	73
Tabela 7 - Teste t-Student para amostras independentes. EVA (mm) por intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD	73
Tabela 8 - Teste t-Student para amostras independentes. EVA (mm) entre sexos em função da intervenção Cont/Exp e ajustado ao grupo DD/NDD.....	74
Tabela 9 - Teste t-Student para amostras independentes. R_{xy} em função do sexo, grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp.....	75
Tabela 10 - Teste t-Student para amostras independentes. R_{xy} por sexo, ajustado ao grupo DD/NDD	76
Tabela 11 - Teste t-Student para amostras independentes. R_{xy} por intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD	77
Tabela 12 - Teste t-Student para amostras independentes. R_{xy} entre sexos em função da intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD	78
Tabela 13 - Teste: t-Student para amostras independentes. RMS_x (g) em função do sexo, grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp	79
Tabela 14 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_x (g) por sexo, ajustado ao grupo DD/NDD	80
Tabela 15 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_x (g) por intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD	81
Tabela 16 - Teste: t-Student para amostras independentes. RMS_x (g) entre sexos em função da intervenção Cont/Exp e ajustado ao grupo DD/NDD.....	82
Tabela 17 - Teste: t-Student para amostras independentes. RMS_y (g) em função do sexo, grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp	83
Tabela 18 - Teste: t-Student para amostras independentes. RMS_y (g) por sexo, ajustado ao grupo DD/NDD	84
Tabela 19 - Teste: t-Student para amostras independentes. RMS_y (g) por intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD	84
Tabela 20 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_y (g) entre sexos em função da intervenção Cont/Exp e ajustado ao grupo DD/NDD.....	85

Tabela 21 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_z (g) em função do sexo, grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp	86
Tabela 22 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_z (g) por sexo, ajustado ao grupo DD/NDD	87
Tabela 23 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_z (g) por intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD	88
Tabela 24 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_z (g) entre sexos em função da intervenção Cont/Exp e ajustado ao grupo DD/NDD.....	89
Tabela 25 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_t (g) em função do sexo, grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp	90
Tabela 26 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_t (g) por sexo, ajustado ao grupo DD/NDD	91
Tabela 27 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_t (g) por intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD	91
Tabela 28 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_t (g) entre sexos em função da intervenção Cont/Exp e ajustado ao grupo DD/NDD.....	92
Tabela 29 - Teste t-Student para amostras independentes. SBT (segundos) em função do sexo, grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp	93
Tabela 30 - Teste t-Student para amostras independentes. SBT (segundos) por sexo, ajustado ao grupo DD/NDD	94
Tabela 31 - Teste t-Student para amostras independentes. SBT (segundos) por intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD	95
Tabela 32 - Teste t-Student para amostras independentes. SBT (segundos) entre sexos em função da intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD.....	96
Tabela 33 – EVA (mm) enquanto medidas repetidas.....	97
Tabela 34 – R_{xy} por momento de teste e ajustado aos dias t_0 e t_1	99
Tabela 35 – RMS_x (g) por momento de teste e ajustado aos dias t_0 e t_1	101
Tabela 36 - RMS_y (g) por momento de teste e ajustado aos dias t_0 e t_1	103
Tabela 37 - RMS_z (g) por momento de teste e ajustado aos dias t_0 e t_1	105
Tabela 38 - RMS_t (g) por momento de teste e ajustado aos dias t_0 e t_1	106
Tabela 39 – $SBT_{D_{to}}$ (segundos) enquanto medidas repetidas.....	108
Tabela 40 - SBT_{Esq} (segundos) enquanto medidas repetidas.....	110
Tabela 41 – $SBT_{Média}$ (segundos) enquanto medidas repetidas.....	112

INDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Local de colocação dos elétrodos.....	59
Figura 2 - <i>Set-up</i> para avaliação da CMV.....	60
Figura 3 - Local de fixação do acelerómetro 3D.....	61
Figura 4 – <i>Set-up</i> do teste de indução de DL transitória.....	62
Figura 5 - Atividades "montagem" e “classificação”	62
Figura 6 - Livros com o programa de exercícios fornecido aos participantes.....	65
Figura 7 - Folha de registo semanal.....	65

ÍNDICE DE APÊNDICES

Apêndice I – Carta de explicação do estudo e do consentimento informado.....	142
Apêndice II – Roland-Morris Questionnaire.....	143
Apêndice III – Escala Visual Analógica	144
Apêndice IV – Plano de intervenção pelo exercício.....	145

LISTA DE ABREVIATURAS

DL	- Dor lombar
DD	- Desenvolveu dor
NDD	- Não desenvolveu dor
Cont	- Controlo
Exp	- Experimental
DD _{Cont}	- Desenvolveu dor e integrou no grupo de controlo
DD _{Exp}	- Desenvolveu dor e integrou no grupo experimental
NDD _{Cont}	- Não desenvolveu dor e integrou no grupo de controlo
NDD _{Exp}	- Não desenvolveu dor e integrou no grupo experimental
MG	- Médio glúteo
EMG	- Eletromiografia
SBT	- <i>Side bridge test</i>
EVA	- Escala visual analógica
RMQ	- <i>Roland-Moris Questionnaire</i>
RMS	- <i>Root Mean Square</i>
OMS	- Organização Mundial de Saúde
SENIAM	- <i>Surface ElectrMyoGraphy for the Non-Invasive Assessement of Muscles</i>
CMV	- Contração máxima voluntária
ECG	- Eletrocardiograma
NRS	- <i>Numeric Rating Scale</i>
ONSA	- Observatório Nacional de Saúde
CoP	- Centro de pressão
CoM	- Centro de massa
SNC	- Sistema nervoso central
A/P	- Antro-posterior
M/L	- Médio-lateral
ACSM	- American College of Sports Medicine
CCI	- Coeficiente de Correlação Intraclass
IC	- Intervalo de Confiança
MLG	- Modelo Linear Generalizado

1. INTRODUÇÃO

1.1. Enquadramento

A dor lombar (DL) afeta 51,3% dos portugueses com mais de 18 anos (Rabais, Nogueira, & Falcão, 2003), estimando-se que irá afetar 70 a 85% da população geral em algum momento da sua vida (G. B. Andersson, 1999). Por acometer a população economicamente ativa, estar associada a quadros de incapacidade laboral, trazer sofrimento ao indivíduo e acarretar custos decorrentes da perda de produtividade, a DL não pode ser vista apenas como uma questão médica mas também como uma situação com elevados encargos e repercussões económicas e sociais (Dagenais, Caro, & Haldeman, 2008; Johanning, 2000; D. K. Weiner, Sakamoto, Perera, & Breuer, 2006). Dada a dimensão da problemática, a DL é atualmente considerada um dos maiores problemas socioeconómicos dos países industrializados (G. B. Andersson, 1999).

Vários estudos evidenciam que atividades laborais e ocupacionais que requerem longos períodos na posição estática de pé estão associadas com o desenvolvimento de distúrbios musculoesqueléticos, incluindo a DL (Andersen, Haahr, & Frost, 2007; Johanning, 2000; Punnett & Wegman, 2004; Roelen, Schreuder, Koopmans, & Groothoff, 2008; Roffey, Wai, Bishop, Kwon, & Dagenais, 2010; Tissot, Messing, & Stock, 2009). O mecanismo subjacente ao desenvolvimento de DL tem uma origem multifatorial e para ele contribuem fatores de risco individuais, psicossociais e ocupacionais (A. K. Burton et al., 2005; van Tulder, Koes, & Bombardier, 2002; Waddell & Burton, 2005).

Ainda que a manutenção de postura de pé esteja associada com a incidência da DL, nem todos os indivíduos expostos à manutenção prolongada da postura de pé desenvolvem DL, sugerindo que existem fatores particulares que predis põem ao desenvolvimento de dor para a atividade em causa (Nelson-Wong, Howarth, & Callaghan, 2010; Roffey et al., 2010).

Estudos experimentais têm usado um teste para indução de DL transitória e que simula o contexto funcional com o intuito de identificar e caracterizar fatores clínicos e biomecânicos que predisponham os indivíduos saudáveis ao desenvolvimento de DL pela manutenção prolongada da postura de pé (Gregory, Brown, & Callaghan, 2008; Gregory & Callaghan, 2008; Marshall, Patel, & Callaghan, 2011; Nelson-Wong & Callaghan, 2010a, 2010b, 2010c; Nelson-Wong, Gregory, Winter, & Callaghan, 2008; Nelson-Wong et al., 2010). O estudo do surgimento de dor pela manutenção da posição de pé é um modelo experimental que clinicamente tem revelado informação útil acerca de que musculatura deve ser tida em atenção ao desenhar programas de exercícios preventivos ao desenvolvimento de DL (Marshall et al., 2011).

Na pesquisa orientada para a investigação do desenvolvimento de DL pela manutenção da posição de pé, a aplicação do teste de indução de DL tem evidenciado a formação de dois grupos, o dos indivíduos que desenvolvem dor (DD) e o dos indivíduos que não desenvolvem dor (NDD). Além disso, os investigadores têm constatado a alteração dos padrões de ativação muscular entre estes dois grupos. Em particular, os indivíduos saudáveis que desenvolvem DL ao teste apresentam, na sua maioria, um padrão de co-ativação bilateral do músculo médio glúteo (MG) (Marshall et al., 2011; Nelson-Wong & Callaghan, 2010a, 2010b; Nelson-Wong et al., 2008). A co-ativação do músculo MG pensa-se que seja um padrão de controlo motor compensatório que não protege o indivíduo de desenvolver DL, mas que poderá representar uma tentativa de compensar a incapacidade de recrutar adequadamente os músculos do tronco para a estabilidade postural (Nelson-Wong & Callaghan, 2010a).

A possibilidade de envolvimento do músculo MG no desenvolvimento de DL tem levado a uma análise mais cuidada de alguns aspetos de performance relacionados com este músculo, nomeadamente a força e o *endurance*. O músculo MG, além de abdutor, é determinante para a estabilização transversal da anca (Standring, 2008), cuja atividade sinérgica com o músculo pequeno glúteo representa um mecanismo fundamental para o controlo postural médio-lateral (M/L) na posição ereta (Bolgla, Malone, Umberger, & Uhl, 2008; S. P. Lee, Souza, & Powers, 2012). De uma investigação orientada para a melhor compreensão do papel do músculo MG no desenvolvimento de DL, Marshall e colaboradores (2011) sugerem que o fraco *endurance* deste, em conjunto com a sua co-ativação bilateral têm a capacidade de identificar que indivíduos irão desenvolver DL ao teste de indução de DL transitória, não se verificando o mesmo para a força.

Por outro lado, vários estudos evidenciam que indivíduos com DL crónica ou recorrente apresentam instabilidade postural revelada pelo aumento das medidas de *sway* postural em comparação com indivíduos saudáveis (della Volpe et al., 2006; Henry, Hitt, Jones, & Bunn, 2006; Lafond et al., 2009; Popa, Bonifazi, Della Volpe, Rossi, & Mazzocchio, 2007; Ruhe, Fejer, & Walker, 2011a). Quanto à instabilidade sabe-se ainda que é tanto maior quanto maior a intensidade da dor reportada (Ruhe, Fejer, & Walker, 2011b), sugerindo que o mecanismo de “interferência da dor” possa estar subjacente à instabilidade registada (Ruhe, Fejer, & Walker, 2012). No entanto, em indivíduos assintomáticos os resultados dos estudos são controversos, pois existem estudos que revelam não haver qualquer relação entre medidas de *sway* postural e o desenvolvimento de DL (Gregory et al., 2008; Nelson-Wong et al., 2010), enquanto outros expressam essa mesma relação (Gregory & Callaghan, 2008). Importa salientar que os referidos trabalhos não tiveram por objetivo avaliar ou relacionar as medidas de *sway* postural com o desenvolvimento de DL pelo que os seus resultados devem ser analisados com precaução.

As diretrizes europeias para a prevenção da DL recomendam o exercício físico como a melhor abordagem na prevenção do desenvolvimento da condição (A. Burton et al., 2004). Trabalhos posteriores reforçam a efetividade da terapia pelo exercício para a redução da incidência de problemas lombares e prevenção da incapacidade gerada (Bell & Burnett, 2009; Choi, Verbeek, Tam, & Jiang, 2010; Ferreira, Smeets, Kamper, Ferreira, & Machado, 2010; Hayden, van Tulder, Malmivaara, & Koes, 2005; van Middelkoop et al., 2011). Neste contexto o termo “terapia/intervenção pelo exercício” deve entender-se como uma série de movimentos específicos com o objetivo de treinar ou desenvolver o corpo através do treino físico regular (Hayden et al., 2005).

Apesar da investigação na área, não está claramente descrito qual o tipo de exercício mais eficiente e que portanto deverá ser prescrito e, em associação, que musculatura particular deverá ser considerada num programa de prevenção à incidência da DL. Até à data, os estudos com resultados mais promissores estão centrados no fortalecimento e *endurance* da musculatura do tronco e anca, de intensidade moderada a elevada (A. K. Burton et al., 2005; Choi et al., 2010; Ferreira et al., 2010; Koes et al., 2010). Importa sublinhar que, na sua maioria, os trabalhos existentes remetem para a prevenção da recorrência de problemas lombares e não a prevenção do seu desenvolvimento.

Apenas se conhece um estudo que procurou investigar o impacto de exercícios normalmente utilizados na intervenção em indivíduos com DL, mas aplicados a indivíduos saudáveis com predisposição ao desenvolvimento de DL. O programa foi composto por um conjunto de exercícios de estabilidade lombar, executados durante 4 semanas. Os autores obtiveram resultados muito promissores, em particular no que diz respeito à alteração nos padrões de ativação muscular, com redução da co-ativação bilateral do músculo MG (Nelson-Wong & Callaghan, 2010a). Contudo, no estudo em causa não foram considerados aspetos que, tal como os padrões de ativação muscular, atualmente se conhecem implicados no desenvolvimento de DL, nomeadamente os défices de *endurance* do músculo MG. Por outro lado, estando a instabilidade postural bem documentada em indivíduos com DL crónica e recorrente, considera-se que as modificações decorrentes da intervenção pelo exercício, a este nível, é outro aspeto fundamental de ser averiguado.

Um estudo que promova a análise conjunta do efeito de um programa de exercícios para prevenção da DL ao nível dos padrões de ativação muscular, *endurance* do músculo MG e instabilidade postural em indivíduos com predisposição ao desenvolvimento de DL pode fornecer informações clinicamente úteis sobre o papel do músculo MG no surgimento da condição, bem como acerca da contribuição do exercício para a prevenção da DL.

1.2. Objetivo

Descrever e analisar o efeito de um programa de exercícios para a prevenção da DL em indivíduos assintomáticos e que desenvolvem DL durante uma tarefa prolongada em pé, ao nível do *endurance* e co-ativação bilateral do músculo MG, *sway* postural e intensidade da DL.

1.3. Hipóteses

Face ao conhecimento atual, as hipóteses que se colocam no presente estudo são:

- 1) Os indivíduos que desenvolveram dor e que integraram o grupo experimental (DD_{Exp}) irão reduzir a intensidade subjetiva da DL em comparação com os indivíduos que desenvolveram dor e que integraram o grupo de controlo (DD_{Cont}).
- 2) Os indivíduos DD_{Exp} irão reduzir os níveis de co-ativação bilateral do músculo MG em comparação com os indivíduos DD_{Cont}.
- 3) Os indivíduos DD_{Exp} irão reduzir o *sway* postural em comparação com os indivíduos DD_{Cont}.
- 4) Os indivíduos DD_{Exp} irão aumentar o *endurance* do músculo MG em comparação com os indivíduos DD_{Cont}.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Dados epidemiológicos relativos à dor lombar

A dor lombar (DL) é causa mais frequente de distúrbio musculoesquelético nas sociedades ocidentais industrializadas (Abasolo et al., 2011; Andersen et al., 2007; G. B. Andersson, 1999; Johanning, 2000), estimando-se que irá afetar 70 a 85% da população em geral em algum momento da sua vida (G. B. Andersson, 1999). A prevalência da condição avaliada durante um ano situa-se entre 15 a 45%. A incidência na população ronda 5% ao ano, aumentando da infância à adolescência, com o pico máximo entre os 35 e os 55 anos de idade (A. K. Burton et al., 2005), havendo estudos que reportam um intervalo mais abrangente, dos 25 aos 64 anos, para a idade em que a DL é mais incidente (van Tulder et al., 2002). Relativamente ao sexo, a DL é mais incidente nas mulheres (70,3 pessoas por 1000) do que nos homens (68,7 pessoas por 1000) (G. B. Andersson, 1999).

A DL é a maior causa de limitação da atividade em indivíduos com idade inferior a 45 anos; a segunda razão que leva os indivíduos a recorrer ao médico e a terceira maior causa de procedimentos cirúrgicos, bem como o fator que lidera o absentismo ao trabalho e perda de produtividade, tanto em homens como em mulheres (Marras, 2000). Estudos realizados acerca do impacto do absentismo profissional estimam que 20% da população ativa recorre ao médico por DL e que destes, 20% necessitam de se ausentar da atividade profissional devido à condição, chegando 10% a pedir apoio económico devido ao longo período de ausência (A. K. Burton et al., 2005; Costa-Black, Loisel, Anema, & Pransky, 2010). A DL mostra-se responsável por ¼ dos casos pela invalidez prematura dos trabalhadores (Marras, 2000). Dos indivíduos que se mantêm em funções, 20 a 40% apresenta recorrência da DL com episódios agudos de dor incapacitante. Com a permanência da dor, as consequências e incapacidade tornam-se mais significativas, verificando-se que após de 6 meses com dor menos de 50% dos indivíduos regressa ao trabalho e depois de 2 anos de absentismo, apenas uma porção insignificante retoma a atividade laboral (Krismer & van Tulder, 2007). A DL é considerada uma condição extremamente debilitante e a que mais custos de saúde representa para a sociedade (Dagenais et al., 2008).

O Observatório Nacional de Saúde (ONSA) do Instituto Nacional de Saúde Dr. Ricardo Jorge elaborou, em 2003, um estudo de levantamento no sentido de melhorar o conhecimento sobre a frequência, distribuição e consequências das principais formas de dor na população portuguesa. Deste estudo resultou um relatório que conclui que 51,3% dos inquiridos com dor reporta os sintomas à zona lombar, sendo este tipo de dor a que maior incidência apresenta na população

portuguesa com mais de 18 anos, seguida das dores osteoarticulares (45,2%) e das dores de cabeça (34,7%). A percentagem de indivíduos com DL verificou-se maior para o sexo feminino (59,4%), com idade entre os 55 e os 64 anos (63,9%)(Rabais et al., 2003).

Relativamente ao impacto que a DL apresenta na atividade profissional da população portuguesa, um trabalho desenvolvido a nível europeu pela iniciativa *Pain Proposal* (2010) observou que a causa principal de dor crónica em Portugal se refere à região lombar, atingindo 40% dos indivíduos e que, na globalidade, os indivíduos com dor crónica apresentam em média 14 dias de baixa por ano, o que representa anualmente mais de 290 milhões de euros em custos salariais suportados pela Segurança Social (Castro-Lopes, Saramago, Romão, & Paiva, 2010).

Por acometer a população economicamente ativa estar associada a quadros de incapacidade laboral, trazer sofrimento ao indivíduo, acarretar custos decorrentes da perda de produtividade, encargos médicos e legais bem como pagamento de seguros e indemnizações por invalidez, a DL não pode ser vista apenas como uma questão médica mas também como uma situação com elevados encargos e repercussões económicas e sociais (Dagenais et al., 2008; Johanning, 2000; D. K. Weiner et al., 2006).

2.2. Definição

A DL é normalmente definida como dor, tensão muscular ou rigidez, localizada entre a fronteira inferior da 12^a costela e a prega glútea, com ou sem irradiação para a perna (van Tulder et al., 2002), ou como a intolerância à atividade devido a sintomas lombares ou lombares associados a sintomatologia nos membros inferiores (Arokoski, Valta, Kankaanpaa, & Airaksinen, 2004). Com base nas causas, a DL pode ser definida como “específica” ou “não-específica”. A primeira refere-se a sintomas originados por um mecanismo fisiopatológico definido, normalmente detetado por exames clínicos como radiografia ou ressonância magnética, como seja hérnia do núcleo pulposo, infeção, inflamação, osteoporose, artrite reumatoide, fratura ou tumor (Krismer & van Tulder, 2007; van Tulder et al., 2002). Na sua maioria os indivíduos são classificados com DL de origem não-específica, caracterizada por sintomas sem causa aparente (van Tulder et al., 2002). É oportuno salientar que será sobre a DL de origem não-específica que incidirá o presente trabalho.

Tendo como base a duração dos sintomas, a DL de origem não-específica pode ser descrita como aguda, quando o episódio de dor não ultrapassa as 6 semanas; sub-aguda se dura de 6 semanas a 3 meses, ou crónica quando persiste por mais de 3 meses (van Middelkoop et al., 2010). Neste ponto, a evidência atual tem mostrado que os fatores psicossociais têm uma forte influência na DL

de origem não-específica quando esta se prolonga no tempo (Crombez, Vlaeyen, Heuts, & Lysens, 1999; Waddell & Burton, 2005).

Embora os profissionais de saúde apliquem diferentes definições de diagnóstico, não existe um sistema de classificação válido e fiável para a grande maioria dos casos de DL de origem não-específica (Manek & MacGregor, 2005; van Tulder et al., 2002). O aspeto mais relevante desta condição, além da dor, é a incapacidade resultante. Medidas físicas como a rigidez muscular, força ou pouca mobilidade na região lombar estão fracamente relacionadas com a DL de origem não-específica. De igual forma, anomalias detetadas em exames radiológicos ou ressonância magnética não têm uma forte relação com a DL de origem não-específica (van Tulder et al., 2002).

A DL de origem não-específica tem um prognóstico favorável, com resolução dos sintomas em algumas semanas. Globalmente, 30 a 60% dos indivíduos recupera no espaço de uma semana, 60 a 90% irão recuperar num período de 6 semanas e em 12 semanas 95% dos indivíduos recuperam da sintomatologia lombar (Du Bois & Donceel, 2008). Contudo, estudos epidemiológicos na área indicam que os problemas lombares se caracterizam por recorrências frequentes (Croft, Macfarlane, & Papageorgiou, 1998; van Middelkoop et al., 2010), de onde após um primeiro episódio de dor de 20 a 44% dos indivíduos irá sofrer uma recidiva no espaço de um ano, e até 85% dos indivíduos que reportaram um episódio de dor no passado terão pelo menos uma recorrência durante a vida (van Tulder et al., 2002; Waddell & Burton, 2001). Verificou-se ainda que a permanência dos sintomas ocorre em cerca de 1 em cada 5 indivíduos que recorre aos serviços de saúde por dor na região lombar (van Middelkoop et al., 2010; S. S. Weiner & Nordin, 2010). Croft e colaboradores (1998) sugerem mesmo que os sintomas desta condição são flutuantes e intermitentes de onde, na sua maioria, os indivíduos terão experienciado um episódio de dor anterior e que episódios agudos ocorrem normalmente como a exacerbação de uma situação crónica. Neste contexto, a recorrência deve ser entendida como um novo episódio de DL após um período de tempo livre de dor e não a exacerbação da DL persistente (A. Burton et al., 2004). Este aspeto revela que os problemas lombares têm tendência a adquirir um carácter crónico, onde a maioria dos indivíduos reporta sintomas de intensidade baixa a moderada e cuja progressão envolve sintomas que flutuam entre a ausência ou pouca sintomatologia e deterioração periódica, com exacerbação da dor (van Tulder et al., 2002).

2.3. Fatores de risco para a ocorrência de dor lombar

O conceito “risco” de desenvolver DL é muito relevante para a questão da prevenção e muitos estudos epidemiológicos têm sido conduzidos no sentido de avaliar a associação entre fatores de risco e a ocorrência de DL (Andersen et al., 2007; Punnett & Wegman, 2004; van Tulder et al., 2002; Waddell & Burton, 2005). Os fatores de risco associados à DL de origem não-específica são normalmente classificados como individuais, psicossociais ou ocupacionais (A. K. Burton et al., 2005; van Tulder et al., 2002; Waddell & Burton, 2005). Os fatores de risco estão sumarizados na Tabela 1.

Tabela 1 - Fatores de risco para a ocorrência de dor lombar e cronicidade

	Ocorrência	Cronicidade
Fatores individuais	Idade Aptidão física Performance da musculatura lombar e abdominal Hábitos tabágicos	Obesidade Baixo nível educacional Altos níveis de dor e incapacidade
Fatores psicossociais	<i>Stress</i> Ansiedade Humor/ emoções Cognições Comportamento da dor	Angústia Humor depressivo Somatização
Fatores ocupacionais	Manuseamento manual de materiais Movimentos de flexão e torção Vibração (corpo inteiro) Insatisfação com o trabalho Tarefas monótonas Ambiente de trabalho/ suporte social Controlo	Insatisfação com o trabalho Impossibilidade de exercer tarefas leves no retorno ao trabalho Trabalho que requer exercer levantamentos por ¾ do dia

Adaptado de M. van Tulder et al., 2002.

Assume-se que a DL tem etiologia complexa e multifatorial, que pode inicialmente resultar de lesão ou irritação de músculos, ligamentos, discos intervertebrais, tecido conjuntivo ou das raízes nervosas e que é agravada e ampliada pelos fatores individuais, psicossociais ou ocupacionais, pelo que uma predição efetiva de quem irá desenvolver DL permanece complexa e problemática (Borenstein, 2001; Chou et al., 2007; Johanning, 2000; Kumar, 2001; Roffey et al., 2010).

No sentido de efetuar alterações significativas na incidência da DL, em particular na população jovem ativa, é fundamental aprofundar-se o conhecimento acerca da sua etiologia e perceber de que forma se conjugam os fatores de risco que potencialmente estão implicadas na sua génese (Roffey et al., 2010). O presente trabalho irá centrar-se em particular no desenvolvimento de DL pela manutenção da posição estática em pé, sendo por isso importante rever os aspetos relacionados com fatores de risco à ocorrência da DL aquando da referida atividade.

Muitos estudos remetem para a associação entre fatores ocupacionais, como o trabalho físico pesado, vibração, movimento de levantar, torcer, puxar, empurrar, ou a combinação dos últimos três com a ocorrência e manutenção de DL (Eriksen, Bruusgaard, & Knardahl, 2004; Manek & MacGregor, 2005; Punnett & Wegman, 2004; van Tulder et al., 2002). Contudo, tarefas que implicam baixas magnitudes e posições estáticas, rotineiras de diversas ocupações laborais e lúdicas também se encontram com frequência relacionadas à ocorrência de DL. Por exemplo, trabalhadores de casino, empregados bancários ou caixa de supermercado, são profissões onde a incidência da DL é elevada, em particular se o período mantido de pé for superior a trinta minutos (Andersen et al., 2007).

Devido à sua ubiquidade são vários os estudos que procuram examinar a associação entre atividades que impliquem estar de pé e a incidência de DL (Andersen et al., 2007; Bakker, Verhagen, van Trijffel, Lucas, & Koes, 2009; Johanning, 2000; Punnett & Wegman, 2004; Roelen et al., 2008; Roffey et al., 2010; Tissot et al., 2009).

Andersen e colaboradores (2007) realizaram um estudo prospetivo com o objetivo de quantificar a contribuição relativa dos fatores ocupacionais, psicossociais e individuais para a severidade da dor musculoesquelética na coluna, membros inferiores, pescoço e membros superiores, numa amostra de trabalhadores industriais e de companhias de prestação de serviços. Dos inquiridos, apenas 7,7% referiram não sentir qualquer tipo de dor, para os restantes, o trabalho pesado repetitivo e levantar pesos mostrou-se determinante para a existência de dor nos membros superiores; por outro lado, levantar pesos e a manutenção da postura de pé mostrou ter associação com o desenvolvimento de DL e onde fatores psicossociais e individuais mostraram ter apenas uma importância marginal no referido estudo (Andersen et al., 2007). Roelen e colaboradores (2008) chegaram a conclusões semelhantes no trabalho que conduziram com o intuito de investigar em que medida a carga de trabalho (física e mental) e as exigências deste estão associadas com as queixas de saúde auto-reportadas. Os autores indicam que a carga de trabalho físico parece estar relacionada com sintomatologia musculoesquelética e, entre outros aspetos, apontam que o trabalho que implica a manutenção da postura de pé é um fator preditivo de DL.

A estes dados, Tissot e colaboradores (2009) acrescentam que estar de pé sem a possibilidade de sentar está associado ao desenvolvimento de DL no contexto laboral, aumentando a probabilidade de ocorrência de dor se houver manuseamento de cargas pesadas, tanto para homens como para mulheres. Neste estudo, os autores encontraram diferenças significativas no que refere ao sexo, idade e presença de DL, onde as mulheres jovens apresentam maior risco em desenvolver DL ao desempenhar atividades laborais em pé por longos períodos (Tissot et al., 2009). Esta associação foi igualmente verificada em estudos anteriores (Alcouffe, Manillier, Brehier, Fabin, & Faupin,

1999). Os resultados de Tissot e colaboradores (2009) são semelhantes no que refere à incidência da DL para a população em geral (G. B. Andersson, 1999; Rabais et al., 2003). Assim, as mulheres jovens que na população em geral têm maior probabilidade de desenvolver DL, são também o grupo mais visado para o desenvolvimento de DL aquando da manutenção da postura em pé no contexto laboral.

Contrastando com os estudos mencionados acerca da possível relação entre a manutenção da postura de pé com o desenvolvimento de DL, numa revisão da literatura Bakker e colaboradores (2009) examinaram a associação entre a carga biomecânica exercida na coluna e a DL durante a posição de pé e a posição de sentado. Dos seis estudos revistos pelos autores, apenas dois mostraram haver uma forte relação entre a postura e o desenvolvimento de DL, levando-os a concluir que, de forma geral, a associação é fraca e inconsistentemente documentada (Bakker et al., 2009).

Mais recentemente Roffey e colaboradores (2010) chegaram a uma conclusão semelhante. Com o objetivo de estabelecer a relação causal entre a DL com a postura de pé e com a marcha, após a análise de 5 estudos de elevada qualidade relacionados com as atividades em questão, os autores verificaram haver evidência de moderada a forte contra a associação da postura com o desenvolvimento de DL, pelo que concluem que é improvável que tanto a postura de pé como a marcha sejam a causa independente da DL para a população laboral considerada nos estudos revistos (Roffey et al., 2010). Os autores assumem que atividades ocupacionais que impliquem a manutenção da postura de pé numa área delimitada ou andar por longos períodos possam estar envolvidos na etiologia da DL mas acrescentam que outros fatores têm que ser considerados para uma melhor compreensão do desenvolvimento da dor na população estudada.

A pesquisa orientada para compreensão da possível relação entre posturas assumidas em contextos ocupacionais e laborais com o desenvolvimento de DL é controversa. Se por um lado a manutenção da postura de pé por longos períodos é frequentemente associada com o risco de desenvolver DL, sabe-se que nem todos os indivíduos sujeitos à manutenção desta postura, quer em atividades ocupacionais ou laborais, desenvolvem DL, sugerindo este aspeto que outros fatores estarão a concorrer para a origem da dor e que não se encontram ainda bem estudados ou documentados (Nelson-Wong et al., 2010; Roffey et al., 2010).

Nos últimos anos têm sido conduzidos estudos experimentais que corroboram que apenas num grupo particular de indivíduos a atividade de manter a posição de pé por um longo período de tempo conduz ao desenvolvimento de DL (Gregory et al., 2008; Gregory & Callaghan, 2008; Marshall et al., 2011; Nelson-Wong & Callaghan, 2010a, 2010b; Nelson-Wong et al., 2008; Nelson-

Wong et al., 2010). Nestes estudos tem-se procurado identificar e perceber com clareza de que forma fatores individuais, como seja aspetos sociodemográficos, clínicos, neuromusculares ou biomecânicos podem predispor os indivíduos ao desenvolvimento de DL. Os estudos em causa apresentam resultados reveladores, indicando que há na realidade fatores do próprio indivíduo que o tornam suscetível ao desenvolvimento da condição, com interesse a nível clínico.

2.4. Fatores preditivos ao desenvolvimento de dor lombar na posição de pé

Investigações na área da biomecânica e cinesiologia têm-se centrado na identificação de fatores preditivos ao desenvolvimento de DL pela manutenção da postura de pé (Gregory et al., 2008; Gregory & Callaghan, 2008; Marshall et al., 2011; Nelson-Wong & Callaghan, 2010a, 2010b; Nelson-Wong et al., 2008; Nelson-Wong et al., 2010). Uma vez identificados e caracterizados os fatores associados ao desenvolvimento da DL, assume-se que as estratégias de preventivas podem ser centradas na sua modificação, com o objetivo último de aumentar a efetividade das intervenções (A. K. Burton et al., 2005; van Tulder et al., 2002).

Trabalhos experimentais recentes têm usado um teste de indução de DL transitória e que simula o contexto funcional, cujo protocolo implica que o indivíduo se mantenha de pé numa área restrita pelo período de duas horas, durante as quais deve realizar tarefas que simulam atividades ocupacionais ligeiras. Em traços gerais, o objetivo do uso do referido protocolo é identificar possíveis alterações biomecânicas e neuromusculares que predisponham indivíduos saudáveis ao desenvolvimento de DL (Gallagher, Nelson-Wong, & Callaghan, 2011; Gregory et al., 2008; Gregory & Callaghan, 2008; Marshall et al., 2011; Nelson-Wong & Callaghan, 2010a, 2010b; Nelson-Wong et al., 2008; Nelson-Wong et al., 2010). A explicação detalhada dos procedimentos de teste encontra-se claramente descrita no artigo de Nelson-Wong e Callaghan (2010b).

Pela aplicação do teste de indução de DL transitória a indivíduos assintomáticos para a região lombar tem-se verificado a formação clara de dois grupos, os que desenvolvem DL (DD) e os que não desenvolvem DL (NDD), sendo esta conclusão transversal a todos os estudos onde foi usado. Este aspeto, em conjugação com variáveis individuais e clínicas, tem permitido identificar aspetos biomecânicos e neuromusculares que diferenciam os dois grupos, tornando possível a aceder e quantificar fatores preditivos para a ocorrência de DL durante uma atividade prolongada em pé (Gregory et al., 2008; Marshall et al., 2011; Nelson-Wong & Callaghan, 2010b; Nelson-Wong et al., 2008; Nelson-Wong et al., 2010).

Ao teste de indução de DL transitória são frequentemente associadas diferentes metodologias com o intuito de identificar e quantificar possíveis diferenças entre os indivíduos DD e NDD, nomeadamente a eletromiografia (EMG) de superfície nos músculos do tronco (Lariviere, Gagnon, & Loisel, 2000), nos músculos da anca, em particular o MG (Marshall et al., 2011), ou em ambos (Gregory et al., 2008; Gregory & Callaghan, 2008; Nelson-Wong & Callaghan, 2010b; Nelson-Wong et al., 2008), mas também plataformas de força (Gregory et al., 2008; Gregory & Callaghan, 2008) ou avaliação tridimensional da posição da coluna lombar (Gregory & Callaghan, 2008).

O uso da EMG de superfície permitiu constatar a existência de alterações significativas nos padrões de ativação muscular do tronco e anca importantes para a compreensão da ocorrência de DL durante a manutenção da postura de pé em indivíduos saudáveis. No que concerne a esta questão, a conclusão mais reveladora e comum aos estudos onde os indivíduos são expostos ao teste de indução de DL é a existência de elevados valores de co-ativação bilateral do músculo MG e, em menor amplitude, dos músculos flexores e extensores do tronco para os indivíduos que desenvolvem DL em comparação com os que não reportam dor no final do teste (Marshall et al., 2011; Nelson-Wong & Callaghan, 2010a, 2010b; Nelson-Wong et al., 2008).

Na investigação orientada para esta temática têm sido considerados músculos envolventes às estruturas da coluna mas também músculos da anca, em particular os músculos estabilizadores. Nelson-Wong e colaboradores (2008) utilizaram o teste de indução de DL transitória em associação com EMG nos músculos do tronco e anca. Neste estudo os autores tiveram como objetivo avaliar diferenças nos padrões de ativação muscular do músculo MG e dos músculos flexores e extensores do tronco em indivíduos saudáveis e determinar em que medida a identificação de indivíduos com predisposição para desenvolver DL pode ser feita tendo por base os padrões de ativação muscular. O estudo revelou que 65% dos indivíduos inicialmente assintomáticos desenvolveram DL durante o teste, onde a co-ativação bilateral do músculo MG se mostrou um padrão prevalente no grupo DD, presente antes mesmo de qualquer relato de DL. 76% Dos participantes foram corretamente classificados dentro dos grupos consoante a dor tendo por base a presença ou ausência de co-ativação do músculo MG. Os autores apontam que co-ativação bilateral do músculo MG tem utilidade preditiva relativamente boa, com 17 de 23 indivíduos corretamente classificados segundo o desenvolvimento de dor usando apenas este critério. Verificou-se apenas 4 falsos positivos e 2 falsos negativos, correspondendo a uma sensibilidade de 0,87 e 0,50 de especificidade (Nelson-Wong et al., 2008).

Assim, o padrão de ativação muscular do músculo MG parece ser promissor na identificação de indivíduos em risco de desenvolver DL pela manutenção da postura em pé em longos períodos.

Neste estudo, co-ativação dos músculos do tronco mostrou não ser significativamente diferente entre grupos, sendo interessante destacar que, pelo menos para a amostra em estudo, a intensidade de dor reportada durante o teste se encontrou mais relacionada com a musculatura da anca do que com a musculatura do tronco (Nelson-Wong et al., 2008).

Usando uma estrutura metodológica semelhante, Nelson-Wong e Callaghan (2010a, 2010b) constataram de igual modo que os indivíduos que desenvolveram DL demonstraram elevados níveis de co-ativação bilateral do músculo MG, sendo mais evidente nos primeiros 30 minutos do teste. Contudo, e em contraste com o estudo anterior, não só a musculatura da anca como também a do tronco, pela co-ativação dos músculos extensores e flexores, precedeu o desenvolvimento de DL, muito embora seja de realçar que a co-ativação da musculatura do tronco foi de menor amplitude que os valores registados para o MG em situação de dor.

Conjugando a presença de dor e co-ativação bilateral do músculo MG e dos músculos do tronco, Nelson-Wong e Callaghan (2010b) esclarecem que a co-ativação da musculatura do tronco pode representar uma estratégia de controlo motor no sentido da manutenção da postura relativamente estática na fase livre de dor, que contudo, na progressão do teste, é sobreposta pela co-ativação do músculo MG, esta sim, a estratégia predominantemente utilizada nos sujeitos que desenvolvem dor. Estes resultados dão força à afirmação que a co-ativação dos músculos abdutores da anca e, em menores dimensões, dos músculos do tronco são percursos ao desenvolvimento de DL. As questões relativas à alteração dos padrões de ativação muscular na DL serão exploradas mais à frente, ainda neste capítulo.

Dada a relevância que o teste de indução de DL transitória tem vindo a assumir como metodologia de estudo no âmbito da DL, Nelson-Wong e Callaghan (2010c) conduziram um estudo experimental com o objetivo de avaliar ao longo do tempo a estabilidade de padrões clínicos, biomecânicos e de controlo motor em indivíduos com e sem DL induzida pela postura de pé. Numa amostra com 23 indivíduos sem DL foi aplicado o protocolo de indução de DL transitória em dois dias, com 4 semanas de intervalo. As variáveis principais em estudo foram a DL e os padrões de co-ativação da anca e tronco tendo sido calculado o coeficiente de correlação intraclassa (CCIs) no sentido de perceber a repetibilidade das medidas. Em resultado, os autores verificaram valores excelentes de repetibilidade para co-ativação do músculo MG e músculos flexores/extensores do tronco, com valor de CCIs a exceder os 0,80 para os indivíduos que desenvolveram dor. A DL reportada foi semelhante entre dias em 83% dos casos. A conclusão do estudo remete para a estabilidade, entre outras variáveis em estudo, das medidas relativas ao padrão de co-ativação do tronco e anca no desenvolvimento de DL aquando da exposição ao teste em causa (Nelson-Wong & Callaghan, 2010c).

Os autores referem ainda que qualquer alteração observada nestas medidas em resposta a uma intervenção estão inteiramente relacionadas com a intervenção em si, mais do que qualquer variabilidade natural entre dias. Assim, o teste de indução de DL transitória é, segundo os autores, uma metodologia segura no estudo de intervenções relacionadas como desenvolvimento de DL na postura de pé (Nelson-Wong & Callaghan, 2010c).

Diversas variáveis clínicas têm sido alvo de estudo durante o teste de indução de DL transitória, nomeadamente: temperatura corporal, amplitude de movimento ativa e passiva da coluna lombar e anca, mobilidade dos segmentos lombares, instabilidade lombar, força muscular; oxigenação dos músculos extensores (Gregory & Callaghan, 2008); alterações do centro de pressão (CoP) (Gregory et al., 2008; Gregory & Callaghan, 2008); padrões de ativação muscular e fadiga do tronco e anca (Gregory & Callaghan, 2008; Nelson-Wong & Callaghan, 2010a, 2010b; Nelson-Wong et al., 2008; Nelson-Wong et al., 2010) ou até a manutenção da postura em diferentes superfícies (Gregory & Callaghan, 2008).

Por exemplo, Gregory e Callaghan (2008) colocaram a hipótese que a temperatura da pele teria tendência a aumentar durante as duas horas do teste de onde, hipoteticamente, a natureza estática da tarefa iria provocar a acumulação de metabolitos na região lombar e por conseguinte o aumento da temperatura. Apesar de estudos anteriores reportarem esse efeito (Madeleine, Voigt, & Arendt-Nielsen, 1998), pela aplicação do teste de indução de DL transitória este aspeto não se verificou. Também para a oxigenação muscular não se verificou alterações significativas no decorrer do teste. Nos testes usados por rotina na prática clínica para avaliação física em situações de DL (amplitude articular ativa e passiva do tronco e anca, estabilidade da região lombar, mobilidade dos segmentos lombares, entre outros), de forma semelhante, não foram encontradas diferenças significativas entre os sujeitos que desenvolveram DL e os que não desenvolveram, com exceção para um novo teste de abdução da anca. O teste de abdução da anca em conjugação com a presença de co-ativação, mostrou-se útil para a identificação de indivíduos em risco de sofrer de DL (Nelson-Wong & Callaghan, 2010b).

O teste de abdução da anca propõe-se a desafiar o controlo postural durante o movimento ativo dos membros inferiores. Este teste realiza-se com o indivíduo em decúbito lateral com os membros inferiores em extensão, sendo-lhe pedido abdução ativa do membro inferior supra-lateral (Nelson-Wong, Flynn, & Callaghan, 2009). Nelson-Wong e Callaghan (2010b) constataram que os indivíduos que desenvolvem DL aquando do teste de indução de DL transitória apresentam maior dificuldade em manter a cintura pélvica no plano frontal durante o movimento de abdução exigido no teste. No teste em causa, a avaliação dos deslocamentos no plano frontal é feita por observação, obtendo-se classificações entre 0 (sem alterações no plano frontal) e 3

(alteração severa no plano frontal), onde valores iguais ou superiores a 2 são considerados positivos (Nelson-Wong, Flynn, et al., 2009).

O teste de abdução da anca é usado com frequência em amostras clínicas de indivíduos com DL para investigar qual o seu comportamento preditivo na resposta a um programa de exercícios de estabilidade (Davis, Bridge, Miller, & Nelson-Wong, 2011; Rabin, Shashua, Pizem, & Dar, 2013). Apesar de existirem estudos que defendem o seu uso na identificação de indivíduos com predisposição ao desenvolvimento de DL (Davis et al., 2011; Nelson-Wong & Callaghan, 2010b; Nelson-Wong, Flynn, et al., 2009), à avaliação das características psicométricas o teste mostrou não ter fiabilidade suficiente para uso clínico (Rabin et al., 2013), sendo-lhe ainda apontada uma crítica ao método de categorização, uma vez que o resultado do teste é baseado observação e interpretação do padrão de movimento e não na quantificação objetiva do mesmo (Marshall et al., 2011).

Apesar das limitações apresentadas pelo teste de abdução da anca, os resultados obtidos por Nelson-Wong e Callaghan (2010b) e a metodologia envolvida na execução do teste serviram de base para que, num estudo posterior, se procedesse à avaliação de características da performance muscular do músculo MG. Em particular, Marshall e colaboradores (2011) avaliaram a força e *endurance* do músculo MG e constataram que o fraco *endurance* poderá ter utilidade clínica, em combinação com a presença de co-ativação muscular, na identificação de indivíduos assintomáticos com predisposição ao desenvolvimento de dor na zona lombar aquando da manutenção da posição de pé.

2.4.1. Alteração dos padrões de ativação muscular na dor lombar

Nos movimentos voluntários conhece-se uma separação temporal apropriada entre a ativação de músculos agonistas e antagonistas (Lariviere et al., 2000), no entanto em algumas situações clínicas tem-se verificado que esta separação está atenuada, havendo a presença de co-ativação e decréscimo ao nível do controlo motor (Dierick, Domicent, & Detrembleur, 2002; Ferguson, Marras, Burr, Davis, & Gupta, 2004; P. Hodges, van den Hoorn, Dawson, & Cholewicki, 2009; Hortobagyi et al., 2009; Nagai et al., 2011; Silfies, Squillante, Maurer, Westcott, & Karduna, 2005; van Dieen, Selen, & Cholewicki, 2003). Na população idosa, por exemplo, estudos experimentais relatam a presença de co-ativação em torno da articulação do tornozelo na posição estática em pé (Nagai et al., 2011). Nesta população a presença de co-ativação muscular é entendida como mecanismo compensatório para aumentar o *stiffness* articular com fim à manutenção da estabilidade postural (Hortobagyi & DeVita, 2000; Nagai et al., 2011). Por outras palavras, a co-ativação

representa uma resposta ao declínio da capacidade de controlo postural associado a esta população (Nagai et al., 2011).

Também em indivíduos com DL crónica e recorrente estão bem documentadas alterações a nível muscular (Ferguson et al., 2004; P. Hodges et al., 2009; Jones, Henry, Raasch, Hitt, & Bunn, 2012; Lariviere et al., 2000; Silfies et al., 2005; van Dieen et al., 2003). Das alterações verificadas são exemplo o aumento do *stiffness* do tronco (P. Hodges et al., 2009; Jones et al., 2012), a alteração nos padrões de ativação (Lariviere et al., 2000) ou os défices de força e *endurance* (Alaranta, Luoto, Heliovaara, & Hurri, 1995). Segundo investigações recentes, também indivíduos assintomáticos mas com predisposição ao desenvolvimento de DL apresentam alteração dos padrões de ativação muscular (Gregory et al., 2008; Gregory & Callaghan, 2008; Marshall et al., 2011; Nelson-Wong & Callaghan, 2010a, 2010b; Nelson-Wong et al., 2008; Nelson-Wong et al., 2010).

Ao nível do tronco sugere-se que as alterações nos padrões de recrutamento muscular representam uma adaptação no sentido de compensar a instabilidade resultante da laxidão ou lesão osteoligamentar, disfunção muscular ou reduzido controlo neuromuscular (Panjabi, 1992). Panjabi (1992) propôs um sistema de estabilização da coluna onde na estabilidade articular e movimento interagem os três subsistemas: subsistema passivo (tecido conjuntivo, ossos e discos intervertebrais), subsistema ativo (músculos e tendões) e o subsistema neural de controlo, onde, hipoteticamente, a instabilidade da coluna em resultado da disfunção do sistema passivo de suporte teria como resultado a perda de controlo ou o movimento excessivo dos segmentos da para além da zona neutra. Neste caso, em resposta é dada uma estratégia compensatória por parte dos músculos do tronco sob controlo do sistema neural, nomeadamente o aumento do *stiffness* muscular. O objetivo da compensação será manter a estabilidade da coluna (Panjabi, 1992).

A hipótese colocada por Panjabi encontra plausibilidade em modelos biomecânicos e estudos experimentais têm demonstrado que a co-contracção dos músculos do tronco é necessária para a estabilidade da coluna particularmente em posturas eretas, mesmo em sujeitos saudáveis (Cholewicki, Juluru, & McGill, 1999; Granata & Marras, 2000; P. J. Lee, Rogers, & Granata, 2006). Gardner-Morse e Stokes (2001) dão apoio a esta teoria tendo demonstrado que uma redução de 10% do *stiffness* da musculatura circundante à coluna pode comprometer a estabilidade desta (Gardner-Morse & Stokes, 2001), tendo-se igualmente verificado experimentalmente em indivíduos saudáveis que desafios à estabilidade do tronco têm como resposta o aumento da co-contracção muscular (P. J. Lee et al., 2006), particularmente necessária na posição neutra da coluna e em situações de baixa carga (Cholewicki & McGill, 1996; Granata & Marras, 2000).

Entende-se que a co-ativação da musculatura do tronco é uma estratégia normal e benéfica à estabilidade da coluna (Cholewicki et al., 1999; Gardner-Morse & Stokes, 2001; Granata & Marras, 2000; G. L. Moseley, Nicholas, & Hodges, 2004a). Indivíduos com DL respondem a perturbações da postura através da estratégia preparatória de aumentar o *stiffness* do tronco, mediado pelos níveis elevados de co-ativação agonista-antagonista, desde o início da atividade desafiadora (Jones et al., 2012). A literatura atual sugere que o uso desta estratégia preparatória tem o intuito de reduzir o movimento na zona lombar, limitando quanto possível as amplitudes de movimento na região em causa (Mok, Brauer, & Hodges, 2004), deste modo o *stiffness* aumentado poderá representar um mecanismo protetivo em antecipação à dor, por exemplo em resultado de uma perturbação à postura, que limita a amplitude e velocidade da excursão do tronco durante a perturbação (G. L. Moseley & Hodges, 2005).

Van Dieen e colaboradores (2003) procuraram compreender o recrutamento da musculatura do tronco em indivíduos com DL e em resultado afirmam que as alterações ao nível do controlo e recrutamento motor verificadas nesta população são uma adaptação funcional, em resposta à DL, no sentido de aumentar a estabilidade da coluna (van Dieen et al., 2003).

Num estudo posterior Hodges e colaboradores (2009) apontam que se mantido, o *stiffness* elevado do tronco poderá contribuir para a recorrência da DL e persistência dos sintomas, não sendo portanto uma boa estratégia a longo prazo. Noutro estudo, Marras e colaboradores (2004) afirmam que o aumento do *stiffness* muscular leva a que a carga a que a coluna está sujeita está igualmente aumentada, o que pode contribuir para a manutenção no tempo da DL (Marras, Ferguson, Burr, Davis, & Gupta, 2004). Se um aumento do *stiffness* muscular ajuda na estabilidade do tronco, paradoxalmente, a co-contração também contribui para o aumento da carga na coluna, que tem sido apontado como um fator de risco ao desenvolvimento de problemas lombares (Granata & Marras, 2000; Marras et al., 2004). Muitos autores afirmam que a co-ativação aumentada e o *stiffness* muscular resultante poderá representar a chave para compreender o processo subjacente à alteração da estratégia de controlo postural em indivíduos com DL (Jones et al., 2012; Marras et al., 2004; G. L. Moseley et al., 2004a; Stokes, Fox, & Henry, 2006; van Dieen et al., 2003).

Outro debate em curso não menos importante aborda/questiona o carácter a causal *versus* adaptativo dos padrões motores de recrutamento associados à DL. Se por um lado as alterações podem representar uma estratégia adaptativa com o intuito de aumentar a estabilidade e reduzir a dor como descrevem van Dieen e colaboradores (2003), nos últimos anos o uso da EMG na avaliação do desenvolvimento de DL em sujeitos assintomáticos aquando de uma determinada tarefa levanta a questão se, pelo contrário, o *stiffness* aumentado poderá ser a causa subjacente ao

surgimento da dor (Nelson-Wong et al., 2008). Por outras palavras, questiona-se a existência de um sub-grupo de indivíduos com predisposição ao desenvolvimento de DL devido a um padrão motor pré-existente (Nelson-Wong et al., 2008).

Estudos com indivíduos assintomáticos que executaram o teste de indução de DL transitória têm mostrado elevados níveis de co-ativação dos músculos do tronco e anca nos indivíduos que desenvolvem dor em comparação com os que não desenvolvem. A dor surge imediatamente após o início do teste, antes de qualquer registo de dor por parte do indivíduo (Nelson-Wong & Callaghan, 2010b; Nelson-Wong et al., 2008). Segundo Nelson-Wong e Callaghan (2010b), este resultado suporta a hipótese que o padrão de co-ativação muscular não é uma resposta adaptativa à DL, aparentando antes ser um fator importante à predisposição dos indivíduos desenvolverem DL na posição de pé. De considerar contudo uma limitação apresentada pelos autores referente ao tamanho da amostra e à variabilidade encontrada no grupo DD que não permitem testar adequadamente a hipótese da co-ativação ser uma situação “causal” ou “adaptativa” ao surgimento de DL, pelo que mais estudos são necessários dentro desta área (Nelson-Wong & Callaghan, 2010b).

2.4.2. Aspetos da performance do músculo médio glúteo no desenvolvimento de dor lombar

Em diversas situações clínicas têm sido identificadas alterações ao nível do recrutamento e performance da musculatura da anca, em particular do músculo MG. Por exemplo, em casos de dor patelofemural verificou-se a redução da performance da musculatura da anca e alterações cinemáticas na articulação durante atividades dinâmicas, bem como défices de força e alteração ao nível dos padrões de ativação muscular dos músculos abdutores em comparação com indivíduos controlo (Bolgla et al., 2008; S. P. Lee et al., 2012; Souza & Powers, 2009). Também na síndrome da banda ilio-tibial ou casos de instabilidade funcional da tibio-társica está igualmente documentado défices de força ao nível dos músculos estabilizadores da anca (Khaund & Flynn, 2005; Leetun, Ireland, Willson, Ballantyne, & Davis, 2004).

Em indivíduos com DL crónica são também conhecidas alterações ao nível da musculatura da anca, por exemplo, Leinonen e colaboradores (2000) num estudo experimental com recurso a EMG registaram redução da atividade do músculo grande glúteo no ciclo de flexão e extensão do tronco em indivíduos com DL crónica em comparação com indivíduos controlo, levando os autores a afirmar que os músculos em causa devem ser tidos em consideração na reabilitação dos indivíduos com DL (Leinonen, Kankaanpaa, Airaksinen, & Hanninen, 2000). A acrescentar a estes resultados, outro estudo revela que indivíduos com DL crónica apresentam menos força e mais

fatigabilidade dos músculos paraespinais lombares e glúteos do que indivíduos assintomáticos. A análise da fadiga com recurso a sinais EMG dos músculos da anca mostrou que estes músculos são mais fatigáveis em indivíduos com DL crónica do que em sujeitos controlo à realização de testes de *endurance* (Kankaanpää, Taimela, Laaksonen, Hanninen, & Airaksinen, 1998).

Em indivíduos saudáveis são poucos os estudos que procuram averiguar possíveis alterações ao nível das características funcionais dos músculos da anca com fim, por exemplo, a perceber qual a sua implicação para a predisposição ao desenvolvimento de DL, quer de forma isolada, quer conjugando-as com outros fatores.

Marshall e colaboradores (2011) apresentaram o único trabalho experimental conhecido onde se procurou conhecer melhor a relação dos padrões de ativação muscular na DL com medidas de força e *endurance*. Segundo os autores, a opção por avaliar estas medidas em particular deveu-se aos resultados anteriormente obtidos por Callaghan e colaboradores (2010b) relativamente ao teste de abdução da anca e na sua capacidade, juntamente com valores de co-ativação do músculo MG, para prever indivíduos em risco de desenvolver DL à exposição mantida da postura em pé. Para tal, determinaram as medidas de força e *endurance* numa amostra de 24 indivíduos antes e após a execução do teste de indução de DL transitória.

A força do MG foi avaliada através da produção de força isométrica máxima ao movimento de abdução da anca em posição de decúbito lateral com o auxílio de um transdutor de força. Após o aquecimento foram recolhidos valores de força para 3 contrações isométricas máximas com 2-3 minutos de descanso entre repetições. Os procedimentos do teste encontram-se descritos de forma detalhada por Bolgia e Uhl (2007). O *endurance* do músculo MG e musculatura do tronco associada (*side-bridge endurance*) foi avaliado pelo teste da ponte lateral (*side bridge test*, SBT), descrito por McGill e colaboradores (1999). Para a realização do teste o indivíduo permanece em decúbito lateral, com os membros inferiores em extensão. O pé supra-lateral é colocado em frente ao outro pé. O teste inicia-se quando o sujeito eleva a anca do colchão estando o peso do corpo apoiado nos pés e no cotovelo. O membro superior que não está envolvido deve repousar no ombro oposto. O teste termina quando a anca volta a entrar em contacto com o colchão. O tempo que a contração isométrica é mantida é registado, em segundos, correspondendo ao *endurance* do músculo MG e estruturas do tronco associadas, para o respetivo lado.

Marshall e colaboradores (2011) verificaram que os indivíduos que reportam DL pela manutenção da postura de pé apresentam valores de *endurance* do MG abaixo dos valores normativos. Por outro lado, a força muscular revelou ter pouca utilidade na identificação antecipada do desenvolvimento de dor. Os autores constataram ainda que o baixo *endurance* do músculo MG e a força dos

abdutores se relacionam significativamente com os elevados valores de co-ativação do músculo MG mas não com os níveis de dor. Segundo os autores, o *endurance* avaliado pelo SBT e a co-ativação do músculo MG poderão ter utilidade na identificação dos indivíduos em risco de desenvolver DL aquando da manutenção da postura de pé. Contudo, ainda que reveladores, os resultados não permitem estabelecer em que medida o reduzido *endurance* do músculo em causa podem ser apontados como causa ou efeito dos elevados valores de co-ativação detetados.

Neste ponto, uma breve descrição da localização e função do músculo em causa pode ser útil para melhor compreender de que forma pode este estar implicado no desenvolvimento de DL. O músculo MG tem origem na superfície externa do ílion, estendendo-se por todo o comprimento da crista ilíaca, entre as linhas glúteas anterior e posterior, a fáscia glútea, a fronteira posterior do tensor da fáscia lata e por cima da banda iliotibial. As suas fibras convergem num tendão plano que se insere na superfície lateral do grande trocânter (Standring, 2008). Pela localização, a ação muscular que desempenha é bastante eficiente uma vez que a sua direção é quase perpendicular ao braço de alavanca, fazendo dele o principal músculo abductor da anca, mas também rotador medial do fémur através das fibras anteriores (Kapandji, 1990).

Em conjunto com o pequeno glúteo desempenha um papel essencial na manutenção ereta do tronco quando o pé do lado oposto é levantado do chão, uma vez que contribui para o correto alinhamento pélvico (Standring, 2008). O MG é pois determinante para a estabilização transversal da anca (Kapandji, 1990; Standring, 2008), e cuja atividade sinérgica com o músculo pequeno glúteo é um mecanismo fundamental para o controlo postural M/L durante a postura de pé (Bolgla et al., 2008; S. P. Lee et al., 2012). Em suma, concentricamente o músculo MG abduz a anca, isometricamente estabiliza a pélvis e excentricamente controla a abdução e rotação interna da anca (Distefano, Blackburn, Marshall, & Padua, 2009).

2.5. Correlação cruzada para o estudo da co-ativação muscular

A função de correlação quantifica a similaridade entre sinais, ou seja, a ocorrência de períodos em que as amostras são semelhantes entre si. Quando maior o valor absoluto da função de correlação, mais forte a relação entre os sinais (Nelson-Wong, Howarth, Winter, & Callaghan, 2009). Com base na correlação de Pearson, a autocorrelação (*autocorrelation*) e a correlação cruzada (*cross-correlation*) têm sido usadas com frequência no sentido de investigar relações temporais e espaciais entre sinais ao longo de um determinado período de tempo e o seu uso na avaliação de sinais biológicos é muito útil (Nelson-Wong, Howarth, et al., 2009). A autocorrelação diz respeito à

avaliação da similaridade no mesmo sinal, por sua vez, a correlação cruzada pretende avaliar a semelhança entre sinais diferentes, desde que os sinais a correlacionar tenham recolhidos com a mesma duração e o mesmo número de dados (Nelson-Wong, Howarth, et al., 2009).

O coeficiente de correlação de Pearson apresenta um valor único que indica a relação de dependência linear entre duas variáveis onde o valor ± 1 indica uma relação linear perfeita. Por outro lado, a autocorrelação e a correlação cruzada não produzem um valor único, resultando por seu turno num terceiro sinal ($R_{xx}(\tau)$ ou $R_{xy}(\tau)$, respetivamente) que é uma função de correlação com o incremento de um desfasamento (*phase shift*), que se traduz num atraso temporal τ , entre os sinais em análise. Por outras palavras, as funções de autocorrelação e correlação cruzada consistem em séries temporais de valores de r de Pearson, onde o valor R_{xy} descreve a relação linear entre cada ponto dos sinais com o desfasamento de tempo τ , podendo os coeficientes resultantes, tal como o coeficiente de correlação de Pearson, variar entre -1 e 1 (Nelson-Wong, Howarth, et al., 2009).

Relativamente a τ , este deslocamento temporal imposto pode variar entre 0 e a duração total da recolha, tanto para a direção positiva como negativa. O deslocamento temporal proporciona informação de quanto, em termos de tempo, é o desfasamento de um sinal em relação ao outro usado para a correlação. Ainda que R_{xy} possa ser calculado para amplitudes de τ entre 0 e o tempo máximo da recolha, existe um intervalo de tempo mínimo e aproximado a 0 onde é esperado que se encontre o desfasamento entre os sinais em estudo. Assim, na investigação onde este tipo de técnica é usada devem ser considerados valores realistas e ajustados às latências fisiológicas dos músculos/medidas de interesse a fim de determinar uma janela de tempo apropriada (Nelson-Wong, Howarth, et al., 2009).

Em movimentos fisiológicos de interesse torna-se por vezes importante conhecer dados que permitam tecer conclusões acerca da relação que duas variáveis podem apresentar e, nesse sentido, a análise através da correlação cruzada mostra-se uma ferramenta valiosa (Cheron, Bengoetxea, Dan, & Draye, 1998).

No movimento humano a análise de correlação cruzada pode, por exemplo, ser aplicada a quase todas as variáveis cinemáticas (posição, velocidade e aceleração), ou a variáveis fisiológicas, como as relacionadas à EMG (Nikodelis, Kollias, & Hatzitaki, 2005). Em termos práticos, a correlação cruzada baseia-se no pressuposto que existe uma relação linear entre duas amostras de dados numa série temporal, assumindo que essas variáveis não se alterem necessariamente de forma sincronizada durante o movimento. Ao introduzir desfasamentos temporais entre as amostras de dados em função do tempo e calculando o correspondente coeficiente de correlação entre as

funções torna-se possível obter um indicador do tipo de relação que as duas variáveis apresentam (Nelson-Wong, Howarth, et al., 2009).

Em estudos experimentais a análise de correlação cruzada tem por exemplo sido usada para investigar o controlo motor (McDonnell, Ridding, Flavel, & Miles, 2005) e coordenação muscular durante o movimento (Cheron et al., 1998). Cheron e colaboradores (1998) utilizaram a correlação cruzada ($\tau = 10\text{ms}$) para perceber de que maneira os movimentos complexos e onde estão envolvidas várias articulações são coordenados. O movimento em análise foi o levantar a partir de uma posição de agachamento, cuja tarefa implica a ação conjunta da articulação da anca, joelho e tibio-társica. Os autores avaliaram a aceleração angular nas articulações durante o movimento tendo usado a análise de correlação cruzada para quantificar a coordenação temporal dos movimentos. A análise permitiu identificar as ações nessas articulações e perceber como estão sincronizadas.

A análise de correlação cruzada é identificada também como um método poderoso para a ceder a padrões globais de co-ativação ou ativação recíproca muscular durante o movimento (Marshall et al., 2011; Nelson-Wong & Callaghan, 2010b; Nelson-Wong et al., 2008). Nelson-Wong e colaboradores (2008) usaram esta técnica (estabelecendo $\tau \sim 500\text{ms}$) para investigar diferenças nos padrões de ativação muscular entre indivíduos que desenvolvem DL dos que não desenvolvem numa tarefa de longa duração, nomeadamente a manutenção da postura de pé por 2 horas. Neste caso, pares de sinais de atividade muscular recolhidos através de EMG em músculos da anca e do tronco foram correlacionados entre si no sentido de determinar se os músculos estavam a ativar em simultâneo (co-ativação) ou reciprocamente. Os resultados do estudo foram reveladores, mostrando que os indivíduos que desenvolveram DL apresentam um padrão de co-ativação bilateral do músculo MG. Resultados semelhantes foram obtidos pelo uso do mesmo método de correlação em estudos posteriores (Marshall et al., 2011). Nelson-Wong e colaboradores (2009) afirmam mesmo que o uso da correlação cruzada torna possível ter uma imagem geral do padrão de co-ativação muscular em tarefas de longa duração que mais nenhum método permite (Nelson-Wong, Howarth, et al., 2009).

Tal como para qualquer outro tipo de coeficiente de correlação, a interpretação da magnitude de R_{xy} é influenciada pelo contexto da questão de investigação, tipo de dados, tamanho da amostra e erro associado à medição. Por exemplo, De Luca (1997) indica que o padrão de co-ativação entre dois músculos está presente quando a média de R_{xy} é superior a 0,60. Já Nelson-Wong e colaboradores (2008) avaliam o padrão de co-ativação muscular bilateral do músculo MG consoante a polaridade do sinal, onde valores positivos de R_{xy} expressam a existência de um padrão predominante de co-ativação e valores negativos revelam ativação recíproca entre o par de

músculos considerado. Nelson-Wong e colaboradores (2009) expressam valores apresentados em diretrizes da autoria de Cohen (1988) onde é sugerido que valores entre 0,1 e 0,3 indicam haver pouca correlação; de 0,3 a 0,5 correlação moderada e coeficientes de correlação entre 0,5 a 1 expressam uma boa correlação entre os sinais em estudo.

2.6. Normalização do sinal EMG

Para analisar e comparar sinais EMG de diferentes indivíduos, músculos ou aquisições é necessário utilizar técnicas de normalização (Bolgla & Uhl, 2007). A normalização dos sinais EMG é fundamental uma vez que fatores técnicos, anatômicos e fisiológicos podem influenciar a magnitude dos dados recolhidos (Burden, 2010; Burden & Bartlett, 1999). A normalização consiste na conversão dos valores absolutos da amplitude em valores relativos relativamente a um valor EMG de referência considerado como 100% (Burden & Bartlett, 1999).

Existem diversas formas de normalizar a amplitude do sinal EMG, nomeadamente: (i) a contração isométrica máxima voluntária (CMV), onde se utiliza como referência o maior valor encontrado numa contração isométrica máxima para o músculo em questão (Bolgla & Uhl, 2007; Burden & Bartlett, 1999); (ii) pico máximo do sinal EMG, também denominado método do pico dinâmico, que é caracterizado pelo pico do sinal EMG encontrado no movimento do ciclo estudado, a que se atribui o valor 100% e ao qual todo o sinal será normalizado (Bolgla & Uhl, 2007; Burden & Bartlett, 1999) e (iii) valor médio do sinal EMG, que de forma semelhante ao anteriormente descrito, utiliza o valor médio do sinal EMG como referência à normalização, também denominado método da média dinâmica (Bolgla & Uhl, 2007; Burden & Bartlett, 1999).

Bolgla e Uhl (2007) propuseram-se a avaliar a fiabilidade dos três métodos de normalização anteriormente apresentados relativamente à ativação dos músculos abdutores da anca durante exercícios de reabilitação. A amostra integrou 13 sujeitos saudáveis que realizaram 3 exercícios em cadeia cinética aberta e 3 exercícios em cadeia cinética fechada. A atividade EMG do músculo MG foi registada durante os exercícios, sendo posteriormente normalizada com base na CMV, método do pico dinâmico e método da média dinâmica. Para avaliar a fiabilidade dos diferentes métodos foi calculado o CCI bem como os coeficientes de variação inter e intrasujeito. Os valores de normalização à CMV foram os que apresentaram os melhores resultados, excedendo os 0,93 de CCI em todos os exercícios. Deste modo, a normalização dos sinais EMG com recurso CMV mostrou ser o método mais fiável para determinar diferenças nas amplitudes de ativação dos

músculos abdutores da anca em sujeitos saudáveis quando comparada com o método do pico dinâmico ou metido da média dinâmica (Bolgla & Uhl, 2007).

2.7. Estratégias de controlo postural e equilíbrio

A evidência recente sugere que a manutenção da posição estática em pé não deverá ser entendida como a “virtual” ausência de movimento ou uma tarefa motora simples. A postura em pé do corpo humano, muitas vezes representada como um pendulo invertido, é intrinsecamente instável (Popa et al., 2007; Winter, Patla, Prince, Ishac, & Gielo-Perczak, 1998), onde manter o equilíbrio compreende uma tarefa integrada e constante de componentes ativos, passivos e neurais (Dozza et al., 2005). Com o intuito de garantir a estabilidade postural, o sistema nervoso central (SNC) deve manter o centro de massa (CoM) dentro da área da base de suporte (Barbier, Allard, Guelton, Colobert, & Godillon-Maquinghen, 2003; Betker, Moussavi, & Szturm, 2006; Winter et al., 1998). O CoM é um ponto que se estima equivalente à massa total do corpo no sistema de referência global, representando a média do peso do CoM de cada segmento do corpo no espaço, em três dimensões. O CoM é portanto uma variável passiva, controlada pelo sistema de controlo, que se altera de acordo com a mudança de posição e movimento dos segmentos corporais (Winter et al., 1998).

O balanço postural do corpo, também definido como *sway* postural, reflete o movimento do CoM (Popa et al., 2007) e entende-se que a trajetória do CoM é uma importante medida de estabilidade postural (Betker et al., 2006).

Para manter o equilíbrio durante as atividades diárias ocorrem frequentemente ajustes posturais, as reações de equilíbrio (Winter, Patla, Ishac, & Gage, 2003). O sistema de controlo serve-se de informação dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial que usa para as reações posturais com o objetivo de manter o equilíbrio do CoM em relação à base de suporte (Betker et al., 2006; Duarte & Zatsiorsky, 2000; Panjabi, 1992). Assim, o *sway* postural na posição de pé é uma sequência de quedas, retardadas por componentes mecânicos como o *stiffness* intrínseco da tibiotársica ou do tronco, mas também por componentes neuro-motores, que reajustam o corpo à sua posição de referência (Popa et al., 2007). Quando o CoM é projetado fora da base de suporte e o sistema não oferece uma resposta eficaz, rápida e apropriada a que entre na área da base de suporte tem-se uma situação de instabilidade. A este ponto, deverá ocorrer uma reação de equilíbrio compensatória que, em última análise, evita a queda (Betker et al., 2006). Deste modo,

compreende-se que o controlo postural representa, necessariamente, um restabelecimento permanente do equilíbrio (Winter et al., 1998).

O *sway* postural é um termo cinemático associado à oscilação natural que o corpo humano apresenta quando está na postura ereta (Winter et al., 2003; Winter et al., 1998). A causa do *sway* postural em indivíduos saudáveis é atribuída a diversos fatores que ainda não são bem claros, podendo potencialmente corresponder ao ruído inerente ao sistema neuromotor humano; representar o reflexo de um processo ativo de antecipação ou ainda o *output* do processo de controlo para manter o equilíbrio postural (della Volpe et al., 2006; Ruhe et al., 2011a). De Luca e colaboradores (1982) especificam que o sistema neuromuscular é incapaz de manter uma tensão constante, sendo este aspeto o que grandemente contribui para o *sway* postural do corpo humano. É importante acrescentar que funções fisiológicas, nomeadamente movimento de fluídos, batimento cardíaco e contrações musculares devidas à respiração, são igualmente apontados como indutores de *sway* postural (Conforto, Schmid, Camomilla, D'Alessio, & Cappozzo, 2001), que, contudo, representam apenas um pequeno contributo para este e que são compensados por ligeiras deslocações angulares do tronco e membros inferiores (P. W. Hodges, Gurfinkel, Brumagne, Smith, & Cordo, 2002).

Estar em pé por longos períodos é uma tarefa comum na vida diária, necessariamente caracterizada por mudanças repetidas na posição do corpo, que podem ser levadas a cabo de forma inconsciente ou auto-induzidas (Duarte & Zatsiorsky, 2000). Embora exista alguma variedade na forma em que o equilíbrio do corpo humano pode ser mantido, alguns padrões, algumas estratégias e ajustes posturais mostram-se mais frequentemente utilizadas (Betker et al., 2006). Estudos anteriores no âmbito da postura e equilíbrio sugerem que o torque produzido pela musculatura da anca é fundamental para minimizar as acelerações do CoM em resposta a perturbações posturais nos planos sagital (direção A/P) e frontal (direção M/L) (Aramaki et al., 2001). Acredita-se que pequenos deslocamentos na articulação da anca são essenciais para as correções multi-direcionais contínuas com o objetivo de manter a estabilidade postural na posição ereta (Gatev, Thomas, Kepple, & Hallett, 1999).

Estão padronizados dois tipos de estratégias para manutenção do equilíbrio, a estratégia do tornozelo e a estratégia da anca (Gatev et al., 1999). Assim, para distúrbios no plano frontal a articulação da anca assegura a estabilidade através dos músculos adutores e abdutores, destacando-se nestes o papel essencial do músculo MG para assegurar a estabilidade transversal (Winter et al., 1998). Para o plano sagital tanto a estratégias da anca como a do tornozelo se encontram descritas. A estratégia do tornozelo aplica-se na posição de pé durante pequenas perturbações da postura e prediz que os músculos flexores plantares e dorsais atuem para controlar e manter o equilíbrio e é

a estratégia que primeiramente é usada (Gatev et al., 1999). Em situações que a perturbação ao equilíbrio é maior, com maior frequência de oscilação e velocidade de deslocamento do CoM, ou quando os músculos que circundam o tornozelo não conseguem assegurar a estabilidade, o uso dos mecanismos da anca aumenta, primeiramente no plano sagital, ou em sequência nos planos frontal e sagital para maiores perturbações ao equilíbrio (Gatev et al., 1999; Winter et al., 2003). A resposta dada pela anca é a flexão da articulação para mover o CoM posteriormente, ou extensão da articulação para mover o CoM anteriormente e assim assegurar a manutenção da postura ereta (Winter et al., 2003; Winter et al., 1998).

As estratégias descritas são padrões ativados de forma inconsciente para manutenção do equilíbrio na posição de pé, existindo ainda outra categoria de alterações posturais que ocorrem para o mesmo fim. Esta última categoria corresponde, por exemplo, a movimentos conscientes de transferência de peso entre os membros inferiores direito e esquerdo (Duarte & Zatsiorsky, 2000).

Muitos fatores podem contribuir para a degradação do sistema de equilíbrio como a redução da performance sensoriomotora, distúrbios neurológicos ou musculoesqueléticos e que podem ser identificados pelo aumento do *sway* postural (Claeys, Brumagne, Dankaerts, Kiers, & Janssens, 2011; Culhane, O'Connor, Lyons, & Lyons, 2005; della Volpe et al., 2006; Henry et al., 2006; Mancini et al., 2011; Mientges & Frank, 1999; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002; O'Sullivan, Blake, Cunningham, Boyle, & Finucane, 2009; Popa et al., 2007). Por exemplo, em indivíduos idosos verificou-se um aumento da co-ativação dos músculos da perna em comparação com indivíduos jovens, tendo esta variável uma forte correlação com a pouca capacidade de manter o controlo postural, em particular o aumento do *sway* postural na postura ereta (Nagai et al., 2011). Em indivíduos com doença de Parkinson está igualmente identificada a presença de instabilidade postural. Neste caso, a instabilidade está relacionada com a reduzida magnitude das respostas posturais (Horak, Dimitrova, & Nutt, 2005), redução dos ajustamentos posturais antecipados (Rocchi et al., 2006) e a redução dos limites de estabilidade (Mancini et al., 2011; Mancini, Rocchi, Horak, & Chiari, 2008), sendo estes aspetos identificados pelo aumento do *sway* postural por exemplo aquando da manutenção da postura estática em pé.

A fadiga muscular induzida pelo exercício físico ou atividades diárias é também apontada como tendo implicação para o sistema de equilíbrio (Helbostad et al., 2010; McMullen, Cosby, Hertel, Ingersoll, & Hart, 2011; Paillard, 2012). Em particular, está documentado que a fadiga da musculatura da anca leva a alterações ao nível do controlo postural nos planos frontal e sagital (Gribble & Hertel, 2004) e que a performance dos músculos abdutores da anca tem relação com o equilíbrio de pé (S. P. Lee et al., 2012).

Por outro lado, é igualmente conhecido que situações de dor estão também associadas com alterações do controlo e equilíbrio na postura de pé (Ruhe et al., 2011b, 2012). Relativamente a este último aspeto está estudado que em situações de dor crónica na região lombar a coordenação do controlo postural está afetada (della Volpe et al., 2006; Henry et al., 2006; Popa et al., 2007), bem como em sujeitos com DL de origem não-específica que, segundo uma revisão de Ruhe e colaboradores (2011a) apresentam um aumento da excursão do CoP em comparação com indivíduos saudáveis.

2.8. Alteração do controlo neuromuscular e modificação às estratégias posturais em indivíduos com dor lombar

Em indivíduos com DL encontram-se bem documentadas alterações ao controlo neuromuscular e equilíbrio na posição de pé (della Volpe et al., 2006; Henry et al., 2006; Lafond et al., 2009; Popa et al., 2007; Ruhe et al., 2011a), sendo comum a grande parte dos estudos a conclusão de que os indivíduos com DL apresentam alteração da função sensório-motora (Lafond et al., 2009), bem como alteração da coordenação postural automática, tanto em termos de magnitude como no tempo de resposta (Henry et al., 2006), o que resulta em maior instabilidade postural para estes indivíduos em comparação com sujeitos controlo (Ruhe et al., 2011a).

Della Volpe e colaboradores (2006) avaliaram o controlo postural em 12 indivíduos com DL e 12 indivíduos saudáveis através de posturografia dinâmica e plataforma de força, onde os sujeitos foram instruídos a permanecer imóveis em cima da plataforma em 6 situações diferentes que compreendiam a alteração da informação visual e propriocetiva. Em resultado, foi evidente que os indivíduos com DL e controlo apresentaram valores de *sway* comparáveis em situações de menor desafio mas à medida que este aumentou, os indivíduos com DL demonstraram a manutenção da estabilidade postural através do aumento do *sway* na direção A/P (della Volpe et al., 2006).

Popa e colaboradores (2007) encontraram resultados semelhantes. Neste caso, as condições de teste foram olhos abertos e olhos fechados, com e sem alteração do movimento da superfície de apoio e, mais uma vez, os indivíduos com DL demonstraram aumento do deslocamento médio do CoP em comparação com indivíduos controlo, significativamente diferente na direção A/P (Popa et al., 2007). Lafond e colaboradores (2009) acrescentam que os indivíduos com DL são influenciados por tarefas prolongadas em pé (30 minutos) demonstrado pelo aumento do *root mean square* (RMS) do movimento do CoP, bem como da velocidade e frequência dos movimentos do CoP, não se verificando este aspeto em pequenos períodos de tempo em pé (60 segundos), pelo

que os autores consideram que as diferenças entre grupos com e sem dor se tornam mais evidentes com o aumento do tempo da recolha (Lafond et al., 2009).

Apesar dos estudos dentro da área, pouco se sabe acerca dos fatores concretos que estão na origem da DL (van Tulder et al., 2002). O fraco controlo neuromuscular da musculatura lombo-pélvica tem sido identificado como um dos fatores possíveis e que contribui para o surgimento da DL (van Dieen et al., 2003; van Tulder et al., 2002). No seguimento, vários estudos clínicos e experimentais revelam que a informação somatossensorial da coluna lombar, membros inferiores e pés é crítica para o controlo da estabilidade postural, podendo alterações a este nível serem a causa de disfunção no equilíbrio em indivíduos com DL crónica (Brumagne, Cordo, & Verschueren, 2004; della Volpe et al., 2006; Popa et al., 2007). Recentemente, Kiemel e colaboradores (2011), afirmaram mesmo que o *input* propriocetivo é determinante para a manutenção do equilíbrio em pé.

Estudos de investigação apontam que a reduzida acurácia no processo de integração sensorial em resultado da alteração do *feedback* propriocetivo e *input* sensorial têm necessariamente consequências na estimação do *sway* postural do indivíduo com DL e resulta em alterações, possivelmente adaptativas, nas estratégias de controlo postural nesta população em particular (Claeys et al., 2011; della Volpe et al., 2006; Henry et al., 2006; Popa et al., 2007). Verificado aumento do *sway* postural nos indivíduos com DL na posição de pé em comparação com indivíduos controlo, antecipa-se que alteração do *feedback* propriocetivo pode estar na origem dos défices de controlo postural para esta população (Brumagne et al., 2004; della Volpe et al., 2006; Henry et al., 2006; Popa et al., 2007). Por outro lado, a informação propriocetiva alterada poderá também influenciar a seleção de estratégias posturais em resposta a perturbações externas (Henry et al., 2006).

Della Volpe e colaboradores (2006) colocaram a hipótese de as alterações no controlo postural na posição de pé associadas à DL crónica, mais do que serem causadas pela interferência da dor, serem o reflexo de uma estratégia postural alterada subjacente à disfunção do sistema propriocetivo periférico ou no processamento da informação propriocetiva. Em termos metodológicos os autores fizeram uso de plataforma de força e posturografia dinâmica em diferentes condições e, em resultado, verificaram que os indivíduos com DL crónica apresentam mais oscilações que o grupo de controlo na direção A/P, mais evidente quando o *input* propriocetivo é alterado ou o *input* visual é removido ou impreciso, sugerindo assim uma dependência extrema do *input* visual para controlar o equilíbrio em situações dinâmicas desafiadoras. Por outro lado, a situação de dor, provocada por uma injeção intramuscular no braço em indivíduos do grupo de controlo não desencadeou nenhuma alteração relevante ao nível do

sway postural, pelo que os autores concluem que a dor não tem efeito direto nas alterações posturais. Face aos resultados obtidos os autores sugerem que as alterações posturais verificadas nos indivíduos com DL podem ser de natureza adaptativa, possivelmente refletindo uma alteração na estratégia de controlo postural devida à redução da sensibilidade de sistemas periféricos e de processamento central da informação, mas não uma resposta à dor (della Volpe et al., 2006).

Posteriormente a este estudo, Popa e colaboradores (2007), também com recurso à posturografia e a diferentes perturbações à postura de pé, acrescentam que a distância média registada entre regiões estáveis é maior para os indivíduos com DL do que para o grupo de controlo na posição ereta, pelo que inferem os autores, a detioração da informação propriocetiva dos membros inferiores e do tronco determina uma reduzida acurácia no processo de integração sensorial e assim, a uma imprecisa estimação interna da posição do CoM. A resposta do controlo motor necessita aumentar a margem de segurança do deslocamento do CoP relativamente à prevista oscilação do CoM o que por conseguinte origina o aumento do tamanho dos posturogramas que se reflete num maior *sway* postural.

É plausível que os indivíduos com DL tenham tendência a aumentar o ganho nas suas respostas posturais no sentido de compensar a falta de informação propriocetiva precisa, evitando assim perdas de equilíbrio prejudiciais, independentemente da direção da perturbação (Jones et al., 2012; Popa et al., 2007). A adoção de uma estratégia compensatória alternativa tem por objetivo a manutenção do equilíbrio aquando da mudança das condições ambientais (Claeys et al., 2011; della Volpe et al., 2006; Henry et al., 2006; G. L. Moseley & Hodges, 2005; Popa et al., 2007). Importa referir que as estratégias adotadas são dependentes de uma combinação de fatores dos quais os fatores individuais são parte integrante (Henry et al., 2006).

A alteração ao nível da estratégia de controlo postural, na sequência das alterações propriocetivas, é outro tema de interesse dentro da problemática da DL e que tem sido alvo de investigação nos últimos anos (Brumagne et al., 2004; P. Hodges et al., 2009; Lafond et al., 2009; Mok et al., 2004). Estudos indicam haver redução da informação sensorial do tronco resultando na reorientação da propriocetividade sensitiva do tronco para os tornozelos (Brumagne et al., 2004). Em resposta a perturbações multi-direcionais na superfície de apoio, indivíduos com DL demonstraram atividade muscular aumentada em torno da articulação do tornozelo (Henry et al., 2006) bem como reduzido *peak* torque do tronco no plano sagital e pequenas latências no *peak* torque na anca, a par do aumento da co-ativação da musculatura do tronco e anca, em comparação com indivíduos controlo (P. Hodges et al., 2009; Jones et al., 2012; Stokes et al., 2006).

Henry e colaboradores (2006) afirmam que indivíduos com DL apresentam respostas do CoP reduzidas e atrasadas, concomitantemente ao aumento do deslocamento do CoM, e que este aspeto é consistente com o uso da estratégia do tornozelo. Num estudo com propósitos similares, Mok e colaboradores (2004), após a indução de perturbações posturais a indivíduos com DL, apontam que estes indivíduos têm reduzida dependência no uso da estratégia da anca no sentido de manter o equilíbrio em situações de destabilização da posição de pé o que, em conjugação com o aumento da atividade ao nível da articulação do tornozelo, reflete o uso preferencial da estratégia do tornozelo. O uso da estratégia compensatória do tornozelo em detrimento da estratégia da anca tem sido registado com frequência em indivíduos com DL (Claeys et al., 2011; Henry et al., 2006; Mok et al., 2004). A resistência ao uso da estratégia da anca pode resultar em pouca estabilidade postural (Henry et al., 2006) e, segundo Claeys e colaboradores (2011), o uso preferencial por uma estratégia menos eficaz poderá ser um sinal de pouca robustez ao nível do sistema de controlo postural, anteriormente abordada como défices ao nível do *input* sensorial propriocetivo.

Partindo da assunção que os elevados valores de co-ativação são a resposta para a manutenção do equilíbrio postural na posição estática em pé como sugerem os estudos revistos (Ferguson et al., 2004; P. Hodges et al., 2009; Jones et al., 2012; Lariviere et al., 2000; van Dieen et al., 2003), Nagai e colaboradores (2011) levantaram a hipótese de os elevados valores de co-ativação estarem associados com a capacidade de controlo postural. Com fim a testar a hipótese, avaliaram uma amostra composta por indivíduos idosos e indivíduos jovens ao nível da ativação da musculatura circundante ao tornozelo através de EMG e também o *sway* postural, através de uma plataforma de força, em quatro tarefas funcionais. Os resultados do estudo apontam que a co-ativação muscular foi significativamente maior nos indivíduos idosos com pouco controlo postural do que nos idosos com bom controlo postural. Para indivíduos com DL ou com predisposição ao desenvolvimento da condição não se encontra, até à data, estudada a relação da co-ativação muscular com o equilíbrio e controlo postural, entendendo-se contudo que a clarificação desta relação poderia ser útil ao desenvolvimento de programas e estratégias de prevenção e reabilitação efetivos nesta população.

Ainda relativamente às alterações posturais, os indivíduos com e sem DL não diferem entre si no que refere à distribuição do peso entre o membro inferior esquerdo e o direito durante a manutenção estática da postura de pé (Alexander & LaPier, 1998), contudo, os indivíduos com DL apresentam dificuldade em controlar o equilíbrio durante tarefas dinâmicas como seja passar de apoio bipedal para apoio unipodal (Byl & Gray, 1993) bem como menos adaptabilidade do controlo postural em situações de perturbação ao equilíbrio (Lafond et al., 2009). Moseley e colaboradores (2005) afirmam que a repetição de um determinado movimento em situação de dor

leva ao desenvolvimento e adoção de uma estratégia postural alternativa o que, segundo os autores, sugere uma reduzida variabilidade nas respostas disponíveis para os indivíduos com DL.

2.8.1. Sway postural – relação com a intensidade da dor lombar

Moseley e colaboradores (2004a) afirmam que a dor desempenha um papel importante nas alterações no controlo postural de indivíduos com DL. Na literatura disponível, esta temática não se encontra muito explorada, sendo poucos os trabalhos experimentais com o objetivo de procurar a relação entre a intensidade da dor e a magnitude do *sway* postural em indivíduos com DL.

Neste contexto, destaca-se a investigação de Ruhe e colaboradores (2011b) que procuraram perceber em que medida as excursões do CoP (velocidade e área de *sway* postural) poderiam ser afetadas pela severidade e pela duração da DL. O estudo demonstrou haver uma relação linear entre a intensidade da dor e a velocidade de *sway* postural nas direções A/P e M/L, onde o aumento da velocidade e área de *sway* se regista desde uma intensidade de dor baixa para a direção A/P mas que relativamente à direção M/L os valores globais são comparáveis a sujeitos assintomáticos; os parâmetros do CoP aumentam em linha com o aumento da intensidade da dor percebida para ambas as direções, tendo-se por outro lado verificado que a velocidade de *sway* na direção M/L aumenta numa taxa de variação mais rápida (Ruhe et al., 2011b). O estudo acrescenta que para as intensidades de dor baixa e média não se registam alterações relevantes nos parâmetros do CoP, pelo que os autores sugerem que as alterações do controlo postural descritas anteriormente (Brumagne et al., 2004; Claeys et al., 2011; Henry et al., 2006; Jones et al., 2012; Popa et al., 2007) apenas têm impacto nas medidas do CoP com intensidades de dor de médias a altas (i.e. *numeric rating scale*, NRS ≥ 5).

Os resultados obtidos não permitem antecipar uma explicação ao mecanismo subjacente à relação da intensidade da dor com as alterações no *sway* postural, contudo, e tendo os autores igualmente verificado que a duração de tempo em que o sujeito reporta sintomatologia dolorosa na região lombar não está significativamente relacionado com as medidas de CoP avaliadas, adiantam que a “interferência da dor” poderá na verdade ser relevante para os valores médios de velocidade e área de *sway* registados nos indivíduos com DL, quando a intensidade desta se apresenta de moderada a elevada (Ruhe et al., 2011b).

A “interferência da dor” preconiza que durante a dor ou situações de medo associado à dor, a performance do sistema nervoso central fica reduzida porque a dor representa a maior prioridade

para o referido sistema em detrimento do controlo postural (Crombez, Eccleston, Baeyens, & Eelen, 1996; G. L. Moseley, Nicholas, & Hodges, 2004b). A problemática toma maiores proporções na mesma medida que o indivíduo assume uma atitude catastrófica relativamente à condição dolorosa (Vlaeyen & Crombez, 1999; Woby, Roach, Urmston, & Watson, 2007). Em explicação, as descargas aferentes nociocetivas de alto limiar interagem com os padrões motores espinais bem como com o córtex motor, sendo estas ações complexas suscetíveis de contribuir para alterações no controlo postural (Crombez et al., 1996). A interferência da dor foi demonstrada em situações experimentais de dor induzida, tendo-se revelado dependente do valor da representação de ameaça da dor, e tornando-se ausente quando essa mesma ameaça é retirada (Crombez, Eccleston, Baeyens, & Eelen, 1997).

Retomando o tema, estudos anteriores onde foi utilizado o teste de indução de DL transitória procuraram, entre outros objetivos em estudo, relacionar as variações do CoP com o desenvolvimento de DL (Gregory et al., 2008; Gregory & Callaghan, 2008; Nelson-Wong et al., 2010), tendo obtido resultados contraditórios aos apresentados por Ruhe e colaboradores (2011b). Gregory e colaboradores (2008) afirmam que o deslocamento A/P do CoP (o único plano em análise) não foi significativamente diferente entre os sujeitos DD e NDD. Neste estudo a avaliação do deslocamento do CoP foi levada a cabo numa plataforma de força no final das 2 horas do teste pela aplicação de carga nas mãos com fim a causar perturbações no tronco. De forma semelhante, Nelson-Wong e colaboradores (2010) verificaram não existir interação ou efeitos significativos entre os grupos DD/NDD relativamente às excursões do CoP mas ainda assim afirmam que a manutenção da postura de pé pode reduzir as reações de equilíbrio.

Ruhe e colaboradores (2011b) alertam para que as medidas de *sway* apenas estão relacionadas significativamente com a dor para intensidades de dor mais elevadas, sugerindo até que para a comparação, por exemplo, do *sway* postural entre sujeitos com e sem dor, deve ser tido como critério de inclusão *scores* superiores a 5 no NRS (instrumento utilizado pelos autores para quantificar a dor) no sentido de obter resultados significativos. Nos estudos acima referidos e que não foi encontrada relação entre as variações do CoP com o desenvolvimento de DL importa destacar que se tratavam de sujeitos inicialmente assintomáticos, pelo que a intensidade de dor reportada poderá não ter sido suficientemente elevada para que a relação entre as variáveis se estabelecesse.

Por seu turno, Gregory e Callaghan (2008), ao aplicarem o teste de indução de DL transitória a indivíduos assintomáticos para a região lombar verificaram, através de análises de regressão, que em dois modelos de regressão construídos o coeficiente para os deslocamentos do CoP A/P foi positivo, sugerindo que um elevado número de deslocamentos do CoP está associado a elevados

valores de desconforto na região lombar. Associando este dado a outras variáveis em estudo e verificando-se os resultados da análise de regressão, os autores concluem que uma postura mais estática em associação com a constante atividade muscular (poucos períodos de repouso) correspondem a um risco reduzido de desenvolvimento de DL e desconforto (Gregory & Callaghan, 2008).

Para a direção das relações observadas Gregory e Callaghan (2008) colocam duas hipóteses, a primeira indica que o desconforto apresentado é o resultado da natureza dinâmica das variáveis em estudo, assim, um indivíduo que se move muito, em particular nos primeiros quinze minutos do teste, pode com isso gerar o desenvolvimento de desconforto. Em alternativa, sugerem os autores, os indivíduos que mostram muitas mudanças do CoP fazem-no no sentido de reduzir o desconforto lombar que antecipam vir a sentir no decorrer do teste, por outras palavras, os indivíduos mais suscetíveis de desenvolver DL terão tendência a assumir a postura de pé com mais variações do CoP como estratégia preventiva.

No seguimento, Ruhe e colaboradores (2012) procuraram perceber qual a modificação ao nível das medidas do CoP aquando da alteração da intensidade da DL. Para proceder a alterações na variável os indivíduos com DL foram sujeitos a três sessões de intervenção terapêutica, com 2-3 dias de intervalo entre cada. Independentemente do mecanismo subjacente ser pouco claro, observou-se que a redução significativa da intensidade da dor, com associação entre os parâmetros do CoP e os níveis de dor quando estes últimos se alteram. Importa referir que na *baseline* o grupo com dor apresentava *score* médio para o NRS de 5,6 ($\pm 2,0$). Tanto a média do grupo como as medidas individuais do CoP indicam que uma redução no *sway* postural é observada quando a intensidade de dor, avaliada pelo NRS reduz o seu *score* na sequência da intervenção terapêutica. Estes resultados dão força aos estudos já referidos que apontam que a dor, de intensidade moderada a elevada, parece ser responsável pelas alterações do *sway* em indivíduos com DL, por outro lado, se a relação linear entre as variáveis se mantém com a alteração da intensidade da dor conforme expresso, o uso clínico de medidas de *sway* como monitorização objetiva durante o tratamento ou programas de reabilitação mostra-se uma ferramenta objetiva de interesse na área da DL (Ruhe et al., 2012).

2.9. Avaliação do controlo postural

O controlo postural é frequentemente avaliado na posição de pé, existindo nesta área um vasto volume de trabalhos científicos publicados ao longo dos anos (Bellew et al., 2009; Lafond et al.,

2009; Madigan, Davidson, & Nussbaum, 2006; Mancini et al., 2011; Mayagoitia, Lotters, Veltink, & Hermens, 2002; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002). Entendendo-se a complexidade do sistema de controlo postural, o equilíbrio pode ser avaliado tanto ao nível funcional como fisiológico. O nível funcional pode ser acedido através de testes de performance, de alcance ou de mobilidade normalmente usados na prática clínica (i.e. the *functional reach test*; the *single leg stance test*; the *Barthel index*), por outro lado, o nível fisiológico compreende a medição da contribuição dos componentes sensorial, motor e de execução para o controlo postural (O'Sullivan et al., 2009; Rogers, Rogers, Takeshima, & Islam, 2003). Será sobre esta última metodologia de avaliação do equilíbrio na posição de pé que recairá o presente trabalho.

O equilíbrio é um termo funcional normalmente definido como a capacidade de manter e/ou controlar a posição do CoM relativamente à base de suporte (Betker et al., 2006). A avaliação fisiológica quantifica medidas de equilíbrio diretamente pela movimentação do CoM através da medição do *sway* postural, ou indiretamente através do centro de pressão (CoP). Em pé e considerando o modelo do pendulo invertido, a diferença entre o CoM e o CoP é proporcional à aceleração horizontal do CoM. Esta diferença é sugerida como um erro de sinal no sistema de controlo do equilíbrio causado pela aceleração horizontal do CoM (Gage, Winter, Frank, & Adkin, 2004; Winter et al., 1998). Diversas medidas do CoP são com frequência usadas em estudos de controlo postural como outcome coletivo do sistema de controlo postural (della Volpe et al., 2006; Duarte & Zatsiorsky, 2000; Popa et al., 2007; Ruhe et al., 2011b, 2012), contudo, o CoM está descrito como a medida mais adequada de *sway* postural (Moe-Nilssen & Helbostad, 2002; Winter et al., 1998). A trajetória descrita pelo CoM fornece uma medida de estabilidade fundamental quando se pretende aceder ao sistema de modelação do controlo postural humano (Betker et al., 2006), sublinhando Winter (1998) que o CoM, mas não o CoP, é que deve ser entendido como uma medida verdadeira de *sway* postural e portanto de equilíbrio e controlo postural.

Para a avaliação fisiológica quantitativa do controlo postural e equilíbrio estão disponíveis vários tipos de equipamentos. Na sua maioria, os estudos fazem uso de plataformas de força para aceder às alterações posturais durante a manutenção da postura em pé pelo cálculo do deslocamento A/P e M/L do CoP no plano horizontal (Ghasemzadeh, Jafari, & Prabhakaran, 2010; Martinez-Mendez, Sekine, & Tamura, 2011), ou ainda através da estimação do CoM pela combinação de dados cinemáticos e antropométricos (Henry et al., 2006).

A metodologia de avaliação com recurso a plataformas de força tem provado a sua eficácia e apresenta bons valores de fiabilidade com CCI > 0,6 (Benvenuti et al., 1999; Martinez-Mendez et al., 2011) mas tem como desvantagem ser um dispositivo volumoso, dispendioso e limitado no volume das medidas que possibilita recolher, uma vez que este aspeto é determinado pelo

tamanho da plataforma que normalmente compreende poucos centímetros quadrados (Martinez-Mendez et al., 2011). Por outro lado, importa considerar que os dados recolhidos pelo uso de plataformas não fornecem um registo verdadeiro de *sway* postural mas sim a medida da atividade do sistema motor nos movimentos do CoP (Ruhe et al., 2011a).

Dados os constrangimentos ao uso da plataforma, são vários os autores que sugerem o uso do acelerómetro 3D para quantificar o equilíbrio e controlo postural (Culhane et al., 2005; Ghasemzadeh et al., 2010; Martinez-Mendez et al., 2011; Mayagoitia et al., 2002; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002). O dispositivo compreende um sensor ou 3D colocado numa zona que se estima aproximada ao CoM para a atividade a realizar, conectado com uma caixa de amplificação que por sua vez se encontra ligada a um computador por meios físicos ou *wireless* (Mayagoitia et al., 2002; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002). De forma sucinta, os acelerómetros são sensores ou transdutores que medem acelerações. A aceleração é a taxa de variação da velocidade, ou seja, é a rapidez com a qual a velocidade de um corpo varia. Esta velocidade pode ser quantificada segundo uma, duas ou três direções pela utilização de acelerómetros uni, bi ou triaxiais, respetivamente. Esta metodologia provou ser fiável para a avaliação das excursões do CoM durante a postura de pé e marcha, com valores absolutos de teste-reteste elevados (Moe-Nilssen, 1998b).

O acelerómetro tem demonstrado ter a capacidade de detetar diferenças significativas entre condições de teste distintas, nomeadamente entre idosos e jovens (Culhane et al., 2005; Martinez-Mendez et al., 2011; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002), indivíduos com e sem risco de queda (O'Sullivan et al., 2009), bem como para quantificar o tremor em indivíduos com Parkinson (Mancini et al., 2011) e avaliar estratégias posturais em indivíduos com DL (Popa et al., 2007), entre outros. Mayagoitia e colaboradores (2002) acrescentam que o acelerómetro é mais sensível na qualidade de detetar diferenças entre condições desafiadoras ao equilíbrio do que a plataforma de força, sendo apontado como um instrumento muito promissor para a investigação biomédica (Ghasemzadeh et al., 2010). Este método de avaliação do equilíbrio postural apresenta-se vantajoso relativamente a outros devido ao baixo custo, flexibilidade no seu uso, o fato de ser portátil, de não obstruir os movimentos, bem como permitir a avaliação ecológica e portanto mais próxima da função em estudo (Betker et al., 2006; Godfrey, Conway, Meagher, & G, 2008; Martinez-Mendez et al., 2011).

Relativamente a aspetos práticos para o uso do acelerómetro, e em particular no que refere ao seu uso para a avaliação da postura de pé, a literatura refere que o sensor deve ser colocado num local que se estime próximo ao CoM do corpo para a atividade em questão (Moe-Nilssen & Helbostad, 2002; Weiss et al., 2011). Encontram-se descritos diversos métodos para a estimação do CoM na postura de pé. Um dos mais visados é apresentado por Winter e colaboradores (1998) que

defendem que a estimação do CoM deverá ser feita com recurso aos multissegmentos do corpo humano, através de medições cinemáticas dos deslocamentos do CoM de todos os segmentos corporais de um modelo antropométrico do corpo humano. Para um melhor aprofundamento da temática deve consultar-se o trabalho de David Winter (1990). Este procedimento é moroso e complexo, pelo que tem sido sugerido que o sensor do acelerómetro deve ser colocado num ponto que se estime ser representativo da localização do CoM para a tarefa em causa, mostrando-se como uma alternativa fácil de administrar e que possibilita que a avaliação seja feita fora do contexto laboratorial (Moe-Nilssen, 1998b). São várias as referências anatómicas apontadas. A mais consensual é na zona lombar, no processo espinhoso de L3 (Martinez-Mendez et al., 2011; Moe-Nilssen, 1998a, 1998b; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002; O'Sullivan et al., 2009), justificando que neste nível a rotação oposta da pélvis e do tórax é mais efetivamente neutralizada (Moe-Nilssen, 1998a).

O deslocamento do CoM acedido através do acelerómetro pode ser quantificado, entre outros, em termos de velocidade média, frequência média, média do raio, deslocamento ou aceleração A/P, deslocamento ou aceleração M/L (Ghasemzadeh et al., 2010; Mayagoitia et al., 2002), ou através do cálculo do RMS do deslocamento nos diferentes planos, sendo os últimos os mais comumente usados em estudos biomecânicos relacionados com o estudo da postura em pé (Moe-Nilssen, 1998b; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002; Ruhe et al., 2011a). Importa salientar que apenas para o RMS se conhecem valores de fiabilidade e reprodutibilidade na posição de pé e marcha (Moe-Nilssen, 1998b), pelo que em termos de investigação científica deve ser um parâmetro a considerar em detrimento dos demais referidos. Para uma maior compreensão, o RMS da aceleração corresponde à medida de variação da magnitude do sinal, proporcionando uma melhor estimativa do valor real da aceleração em cada eixo (Martinez-Mendez et al., 2011).

Até à data não são conhecidos valores normativos para as avaliações possíveis de efetuar com recurso ao acelerómetro. Contudo, a conclusão de que os valores obtidos são tanto maiores quanto maior a complexidade da tarefa é comum a muitos estudos, independentemente da população em causa (Mancini et al., 2011; Moe-Nilssen, 1998b; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002; O'Sullivan et al., 2009). Por exemplo, em indivíduos saudáveis Moe-Nilssen (1998b) posicionou o acelerómetro 3D ao nível da terceira vértebra lombar com fim a obter, depois de processados, valores de aceleração (RMS) para as direções A/P e M/L bem como o vetor somatório dos dois vetores. O autor avaliou cinco condições distintas, nomeadamente: em pé; em pé com a visão obstruída; em pé com apoio unipodal; marcha 1,2 m/segundo numa superfície lisa e marcha 1,2 m/seg numa superfície irregular. O valor médio de aceleração RMS foi de $0,0057g \pm 0,0021$ na direção A/P, $0,0028g \pm 0,0006$ na direção M/L e $0,0064g \pm 0,0020$ no vetor somatório da

aceleração RMS para a posição de pé. Na mesma atividade mas com os olhos fechados obtiveram-se valores de aceleração RMS para a direção A/P de $0,0070g \pm 0,0020$, na direção M/L de $0,0029g \pm 0,0007$ e no somatório dos vetores $0,0076g \pm 0,0020$. Enquanto isso, numa tarefa mais desafiadora, como por exemplo a marcha numa superfície irregular os valores médios de aceleração RMS obtidos foram $0,1752g \pm 0,0220$ para a direção A/P, $0,2323g \pm 0,0236$ para a direção M/L e $0,3332g \pm 0,0246$ no vetor somatório da aceleração. O objetivo do estudo era aceder a valores de fiabilidade da aceleração medida por um acelerómetro 3D, como medida de equilíbrio durante diferentes condições na posição de pé e marcha. Além de verificar que o uso desta metodologia é fiável independentemente da tarefa, os resultados apresentados indicam ainda que a aceleração RMS (g; unidade de gravidade = $9,81 \text{ m/s}^2$) aumenta consoante aumenta a dificuldade da tarefa para as direções A/P e M/L bem como para o vetor somatório dos eixos.

Em indivíduos idosos O'Sullivan e colaboradores (2009), entre outros aspetos, compararam os valores RMS entre diferentes tarefas: em pé com olhos abertos num piso estável (EO), em pé com olhos fechados num piso estável (EC), em pé em cima de um colchão com olhos abertos (MAT EO) e em pé em cima de um colchão com os olhos fechados (MAT EC). EM resultado, verificaram que os valores médios de RMS para as tarefas em causa demonstraram um aumento concomitante ao aumento da complexidade da tarefa, tendo obtido os seguintes valores: EO= $0,025g \pm 0,0050$; EC= $0,026g \pm 0,0006$; MAT EO= $0,031g \pm 0,0090$ e MAT EC= $0,042 \pm 0,020$. Os autores acrescentam que os valores RMS são significativamente diferentes entre as atividades em estudo, expeto para a comparação da mesma atividade com olhos abertos ou fechados. Importa ainda referir que neste estudo o acelerómetro foi colocado ao nível da terceira vértebra lombar.

Mancini e colaboradores (2011) procuraram averiguar as diferenças ao nível do *sway* postural em indivíduos com diagnóstico recente de Parkinson e que não estivessem a fazer medicação para a doença e indivíduos saudáveis. Para avaliação do *sway* postural recorreram ao acelerómetro linear, colocado ao nível da quinta vertebra lombar onde recolheram valores de aceleração RMS, e a plataforma de força de onde obtiveram os deslocamentos do CoP. Também nestes casos os autores avaliaram diferentes condições, em particular a postura de pé com o os olhos abertos (EO) e a postura de pé com os olhos fechados (EC). Por exemplo para a primeira condição (EO) os autores verificaram existir diferenças significativas entre os dois grupos, onde os sujeitos com Parkinson apresentaram valores de aceleração RMS ($0,106g \pm 0,011$) superiores aos sujeitos controlo ($0,068g \pm 0,003$).

Ainda que os estudos existentes façam uso de diferentes metodologias (eixos considerados pelo acelerómetro ou local de fixação deste) é ainda assim possível tecer-se algumas conclusões com

base nos estudos revistos. Em particular, é possível constatar que os valores de *sway* postural aumentam com o aumento do desafio da tarefa (Moe-Nilssen, 1998b; O'Sullivan et al., 2009) e que, em situações que se sabe haver compromisso do controlo postural, como em indivíduos idosos (O'Sullivan et al., 2009) ou em situações clínicas como a doença de Parkinson (Mancini et al., 2011), o *sway* postural está aumentado em comparação com indivíduos controlo. Posto isto, parece seguro acrescentar que indivíduos com DL irão igualmente apresentar valores de aceleração (RMS) aumentados em comparação com sujeitos assintomáticos, uma vez que para outras medidas de *sway* postural, como seja diferentes parâmetros do CoP, essas diferenças estão bem documentadas (della Volpe et al., 2006; Henry et al., 2006; Lafond et al., 2009; Popa et al., 2007).

Apesar das vantagens apresentadas, não é comum nos estudos científicos o uso do acelerómetro no sentido de avaliar o controlo postural em indivíduos com DL ou com predisposição ao desenvolvimento da condição. Esta é portanto uma metodologia pouco explorada mas promissora dentro do contexto laboratorial e também clínico relativo à DL, onde mais estudos necessitam ser levados a cabo.

2.10. Estratégias preventivas na dor lombar

As orientações europeias para a prevenção da DL apontam para o fato da natureza e o curso imprevisível da DL resultarem num alcance limitado na prevenção à incidência da condição (A. Burton et al., 2004). Burton e colaboradores (2005) num artigo de revisão baseado na referida *guideline* apontam que o conceito de “risco” de desenvolver DL é muito relevante dentro da temática da prevenção. Diversos autores dividem os indicadores ou fatores de risco para o desenvolvimento de DL em individuais, psicossociais e ocupacionais (A. K. Burton et al., 2005; van Tulder et al., 2002; Waddell & Burton, 2005), reconhecendo-se a origem complexa e multifatorial da condição (Borenstein, 2001; Chou et al., 2007; Johanning, 2000; Roffey et al., 2010).

No sentido de proceder a alterações significativas para a redução da incidência da DL é fundamental perceber de que forma o surgimento da DL se relaciona com a atividade ocupacional que lhe dá origem (Roffey et al., 2010). Na tentativa de melhor compreender esta problemática, estudos experimentais recentes têm revelado a existência de fatores predisponentes ao desenvolvimento de dor na região lombar, dando-se neste trabalho particular interesse aos estudos que exploram o surgimento da condição e a sua relação com a manutenção estática da postura de pé.

De forma sumária, os estudos apontam para a importância do músculo MG e da implicação que alterações no referido músculo podem ter no desenvolvimento de DL. Sabe-se que um sub-grupo de indivíduos assintomáticos que apresentem alterações no padrão de recrutamento do MG, nomeadamente co-ativação bilateral (Marshall et al., 2011; Nelson-Wong & Callaghan, 2010a, 2010b, 2010c; Nelson-Wong et al., 2008; Nelson-Wong et al., 2010) e fraco *endurance* deste músculo (Marshall et al., 2011) têm predisposição ao desenvolvimento de DL quando mantêm a posição de pé por um longo período de tempo.

Por outro lado, está igualmente documentado que indivíduos com DL apresentam alterações ao nível do controlo postural e equilíbrio identificado pelo aumento do *sway* postural (della Volpe et al., 2006; Henry et al., 2006; Lafond et al., 2009; Mientjes & Frank, 1999; Popa et al., 2007; Ruhe et al., 2011a). Em indivíduos assintomáticos este tópico encontra-se pouco explorado, sabendo-se apenas que um elevado número de deslocamentos do CoP está associado ao surgimento de desconforto na região lombar (Gregory & Callaghan, 2008). O músculo MG tem um papel determinante para a estabilização transversal da anca (Kapandji, 1990; Standring, 2008). Reconhecendo-se a sua implicação no desenvolvimento de DL e à luz do que é conhecido das medidas de *sway* postural nestes indivíduos, não há até à data estudos que procurem avaliar o efeito de estratégias promotoras à alteração destas variáveis, bem como o seu impacto no surgimento da DL em indivíduos saudáveis

Em 2004, Burton e colaboradores apresentaram as diretrizes europeias para a prevenção da DL. Deste trabalho, os autores referem que a abordagem mais promissora dentro do contexto da prevenção da DL envolve a atividade física/exercício para a população em geral no sentido de prevenir o absentismo ao trabalho por DL ou a ocorrência de novos episódios. Em particular para a população laboral os autores recomendam a prática de exercício físico para a prevenção da DL, bem como para a prevenção de recorrências ou situações de baixa laboral por DL. No mesmo sentido, revisões sistemáticas da literatura com meta-análise (Bell & Burnett, 2009; Choi et al., 2010; Ferreira et al., 2010; Hayden et al., 2005; van Middelkoop et al., 2011) e ensaios clínicos (Franca, Burke, Hanada, & Marques, 2010; Harts, Helmhout, de Bie, & Staal, 2008; Kamioka et al., 2011; Koumantakis, Watson, & Oldham, 2005; Marshall & Murphy, 2008; Rantonen et al., 2012) apontam para a efetividade da terapia pelo exercício na redução da incidência de problemas lombares e prevenção da incapacidade.

Além de programas de treino ativos que compreendem unicamente o exercício físico, reconhece-se a existência de programas multidimensionais, onde programas de exercício são complementados por uma componente educacional com vista à alteração cognitiva (Guzman et al., 2001; Kamioka et al., 2011; G. L. Moseley, Nicholas, & Hodges, 2004c; L. Moseley, 2002).

Burton e colaboradores (2004) afirmam que dada a envolvimento multifatorial da DL deve ser considerada uma abordagem biopsicossocial que compreenda de forma adequada também uma componente educacional.

O objetivo das intervenções cognitivo-comportamentais centra-se fundamentalmente na promoção da normalização das cognições relacionadas com a dor, incapacidade percebida e performance física dos indivíduos (G. L. Moseley et al., 2004c). Estes programas têm-se mostrado efetivos em particular em situações de DL crónica e na prevenção de recorrências (Bell & Burnett, 2009; Linton, Boersma, Jansson, Svard, & Botvalde, 2005). Por não estar dentro do tópico de interesse do presente trabalho este tipo de abordagem não será alvo de uma revisão mais profunda. Importa ainda realçar que, em oposição a situações de DL crónica ou recorrente ou no contexto da sua prevenção, em situações de DL aguda as *guidelines* europeias recomendam que a terapia pelo exercício é desaconselhada, devendo-se optar por outras estratégias de intervenção (Moffett & Mannion, 2005).

2.10.1. Programas de intervenção pelo exercício para prevenção da dor lombar

Na bibliografia disponível é possível encontrar muitos estudos relacionados com a intervenção pelo exercício para prevenção da DL, no entanto, verifica-se existir falta de consenso no tipo de exercício a ser prescrito (Bell & Burnett, 2009; Choi et al., 2010) existindo tamanhos de efeito moderados e que há insuficiente evidência que aponte para um tipo de exercício em detrimento de outro, ou para alguma frequência/intensidade de treino em particular (A. Burton et al., 2004). O tipo de programas apresentados são heterogêneos, variando desde exercícios específicos como programas de estabilidade (Franca et al., 2010; Hicks, Fritz, Delitto, & McGill, 2005; Koumantakis et al., 2005; Marshall & Murphy, 2008), fortalecimento muscular do tronco e anca (Akuthota & Nadler, 2004; Franca et al., 2010; Harts et al., 2008; Helmhout, Harts, Viechtbauer, Staal, & de Bie, 2008) ou treino de *endurance* da musculatura do tronco (Chok, Lee, Latimer, & Tan, 1999; Moffroid, 1997). Dentro da temática há ainda referência ao treino aeróbio (Bell & Burnett, 2009; S. S. Weiner & Nordin, 2010). Este último é apontado como positivo no bem-estar, auto-eficácia e saúde no seu todo, bem como na promoção de um efeito inibitório da dor pelo acréscimo à produção de endorfinas e melhorias no transporte metabólico. Estes benefícios são considerados para a população em geral, não havendo particularidade para a prevenção da DL.

Segundo as revisões da literatura dentro do tópico de interesse, os componentes de um programa de exercícios efetivo são difíceis de especificar, primeiramente devido à já referida heterogeneidade dos programas existentes, mas também devido à pouca relação dos programas com os *outcomes* em

estudo (Bell & Burnett, 2009; Ferreira et al., 2010). Exercício generalista como alongamento, fortalecimento muscular do tronco e abdominais e treino de *endurance* lombo-pélvico mostram-se suficientes (A. Burton et al., 2004). Por outro lado, Ferreira e colaboradores (2010) num trabalho de revisão com meta-análise com o intuito de estabelecer o efeito do exercício na dor e incapacidade de indivíduos com DL, e em particular averiguar/explicar a heterogeneidade entre os estudos na área, concluíram que, de uma forma geral, os diferentes tipos de exercício conduzem à redução pequena, ainda que significativa, da dor e incapacidade em comparação com cuidados básicos ou ausência de tratamento e que, apesar das inúmeras variáveis que poderão estar a contribuir para a heterogeneidade dos programas de treino, apenas a dosagem do exercício está significativamente associada com o tamanho do efeito dos mesmos (Ferreira et al., 2010).

Importa também considerar o trabalho de revisão sistemática de Hayden e colaboradores (2005) onde os autores além de evidenciarem que um programa que enfatize o fortalecimento muscular se mostra como o mais efetivo para esta população, destacam ainda como efetiva a estratégia de intervenção pelo exercício que seja individualizada ao utente, com supervisão e com *follow-up* regular por parte do fisioterapeuta, ideia esta partilhada também por outros autores (Henchoz & Kai-Lik So, 2008; van Middelkoop et al., 2010).

Neste contexto, importa clarificar que pelo termo “terapia/intervenção pelo exercício” se entende uma série de movimentos específicos com o objetivo de treinar ou desenvolver o corpo através do treino físico regular (Hayden et al., 2005).

2.10.2. Alterações a nível muscular promovidas pela intervenção pelo exercício

Apesar da grande variedade de terapias pelo exercício e programas de treino descritos na literatura, na prevenção da DL a abordagem lógica mostra ser uma atuação direcionada para os aspetos que se sabem preditivos de DL destacando-se, ao nível muscular, a presença de co-ativação bilateral do músculo MG (Gregory & Callaghan, 2008; Marshall et al., 2011; Nelson-Wong & Callaghan, 2010a, 2010b; Nelson-Wong et al., 2008) e o baixo *endurance* do mesmo (Marshall et al., 2011).

Até à data, apenas se conhece um estudo que reporte o resultado da intervenção pelo exercício em indivíduos com predisposição ao desenvolvimento de DL em resposta a uma tarefa prolongada em pé (Nelson-Wong & Callaghan, 2010a). No referido trabalho, os autores fazem uso do protocolo de indução de DL transitória num estudo experimental segundo o desenho pré-teste/pós-teste. Com a aplicação do teste os autores identificaram os indivíduos DD/NDD tendo-os posteriormente e de forma aleatória distribuído entre grupo de intervenção Cont/Exp. Entre o

pré-teste e o pós-teste decorreu um período de 4 semanas. A intervenção pelo exercício usada foi baseada no trabalho de Hicks e colaboradores (2005), compreendendo um programa de exercícios progressivos de fortalecimento da musculatura do tronco, numa intensidade relativamente elevada e acompanhado semanalmente pelo fisioterapeuta para monitorização e progressão. Os autores identificam-no como sendo um programa específico de estabilidade onde são encorajadas repetições submáximas para promover o trabalho dos músculos estabilizadores da coluna (Hicks et al., 2005).

Durante o teste, além da intensidade da DL, Nelson-Wong e colaboradores (2010a) recolheram dados de atividade EMG de grupos musculares do tronco e anca. Pela atividade EMG estimaram os valores de co-ativação do MG e dos flexores/extensores do tronco bem como os períodos de repouso dos músculos em estudo. Em resultado, os autores verificaram que o programa de exercícios provou ser benéfico na redução da DL durante a manutenção da postura de pé, com alteração nos padrões de ativação muscular, fornecendo assim evidência positiva da mudança deste fator preditivo de DL em resposta a uma intervenção pelo exercício apropriada.

Além deste estudo em sujeitos assintomáticos, os estudos existentes centram-se principalmente na avaliação de diferentes programas de exercícios em indivíduos com DL com vista à redução da dor e incapacidade (Franca et al., 2010; Harts et al., 2008; Helmhout et al., 2008; Kamioka et al., 2011; Koumantakis et al., 2005; Rantonen et al., 2012). Na literatura disponível, são poucos os estudos que têm por objetivo avaliar a alteração promovida por programas de exercícios ao nível da alteração de padrões de recrutamento muscular em indivíduos com DL. Destaca-se o estudo de Leinonen e colaboradores (2000) onde os autores procuraram comparar a função muscular dos músculos paraespinais lombares, grande glúteo e bíglio femoral durante a flexão e extensão do tronco no plano sagital em indivíduos com DL crónica e em sujeitos saudáveis. Além disso, os autores procuraram ainda quantificar a influência da reabilitação nos sujeitos em estudo. Em resultado, verificou-se haver mudanças nos padrões de ativação muscular, em particular no tempo e duração da atividade do músculo grande glúteo, e a redução dessa mesma atividade após a reabilitação. Contudo, a intervenção específica que foi levada a cabo não se encontra claramente descrita no estudo, limitando assim que seja replicada.

2.10.3. Alterações promovidas por diferentes exercícios

As alterações promovidas por diferentes exercícios e programas de treino têm sido estudadas não só no contexto de situações clínicas mas também em sujeitos assintomáticos. Neste último caso, o objetivo principal prende-se, por exemplo, com a quantificação, através de EMG, da ativação

gerada ao nível da ativação muscular da região lombo-pélvica produzida em diferentes exercícios, para que possam posteriormente ser integrados em programas de treino consoante o objetivo do mesmo (Akuthota & Nadler, 2004; Callaghan, Gunning, & McGill, 1998; Ekstrom, Donatelli, & Carp, 2007; Marshall & Murphy, 2008; McBeth, Earl-Boehm, Cobb, & Huddleston, 2012; McGill, 1998; McGill et al., 1999; Youdas et al., 2008).

A análise EMG proporciona informação acerca da quantidade relativa de atividade muscular necessária à realização de determinado exercício bem como o posicionamento ótimo para conseguir a ativação muscular desejada, pelo que considerar estudos com este objetivo e metodologia se mostra útil para estabelecer um programa de exercícios específico para a prevenção da DL (Ekstrom et al., 2007).

O desafio principal na construção de programas de treino centra-se na seleção de exercícios que promovam a máxima ativação da musculatura mas onde as forças compressivas estejam minimizadas (McGill, 1998; Youdas et al., 2008). Na sequência do estudo que tem vindo a ser feito, um programa efetivo para a prevenção da DL beneficiária de exercícios que promovam uma maior ativação da musculatura lombo-pélvica, em particular com o intuito de melhorar o *endurance* e força desta, devendo ser dado um relevo especial para o músculo MG. Até à data, não se conhece nenhum programa desenhado com este objetivo.

McGill (1998) afirma que a escolha do melhor exercício requer um julgamento baseado na experiência clínica mas principalmente na evidência científica, todavia e contrariamente ao expectável, apesar da grande variedade de exercícios que são prescritos na prática clínica para a região lombar, a fundamentação científica que justifique a sua escolha não é muito completa.

Na construção de programas de treino importa ainda considerar que não existe um exercício único que desafie simultaneamente músculos extensores e flexores, pelo que vários exercícios são necessários para treinar a região lombo-pélvica (McGill, 1998).

Dentro da temática da prevenção da DL e percebendo-se a importância do músculo MG, em particular da co-ativação bilateral e a implicação dos défices de *endurance* como fatores preditivos ao desenvolvimento de DL verificada em estudos experimentais (Marshall et al., 2011) parece importante considerar exercícios diretamente voltados para o referido músculo como parte de um programa de treino. Num estudo experimental recente McBeth e colaboradores (2012) procuraram comparar a atividade EMG dos músculos médio e grande glúteo, tensor da fáscia lata e flexores da anca durante a execução de três exercícios distintos para fortalecimento da região. Os exercícios considerados foram (i) abdução da anca em decúbito lateral; (ii) abdução da anca em decúbito lateral com rotação externa do membro e o (iii) *clamshell* (decúbito lateral, joelhos semi-

fletidos e realizar abdução do membro inferior supra-lateral, mantendo os maléolos mediais juntos).

Os autores relatam que o exercício de abdução da anca em decúbito lateral é o melhor exercício para ativação do MG, registrando aquando da sua execução valores baixos de ativação do tensor da fáscia lata e flexores da anca, e, por outro lado, o exercício *clamsbell*, proposto em alguns programas para a melhoria da performance muscular em situações de DL (Hicks et al., 2005; Nelson-Wong & Callaghan, 2010a), resulta na ativação elevada dos músculos flexores da anca com pequena ativação dos glúteos. Por sua vez, o exercício de abdução da anca em decúbito lateral com rotação externa do membro inferior supra-lateral produz maiores valores de ativação e força ao nível do tensor da fáscia lata. Desta forma, os autores concluem que o exercício de abdução da anca em decúbito lateral deve ser a opção quando o músculo em causa é o MG e se pretende aumentar a sua performance (McBeth et al., 2012).

Ekstrom e colaboradores (2007) ao investigarem a ativação muscular no exercício em causa afirmam que a abdução ativa da anca não produz ativação significativa dos músculos estabilizadores da região lombar mas que se mostra muito efetivo no isolamento do músculo MG. O exercício produziu amplitude de sinal de 39% ($\pm 17\%$) da CMV para o músculo MG, ainda assim inferior à amplitude de sinal conseguida com o exercício da ponte lateral (74% $\pm 30\%$) reportada no mesmo estudo para o mesmo músculo.

Posteriormente DiStefano e colaboradores (2009) realizaram um estudo com propósitos semelhantes, nomeadamente comparar a amplitude do sinal EMG dos glúteos durante a realização de doze exercícios comumente usados para o seu fortalecimento a fim de determinar qual o mais efetivo no seu recrutamento. Os exercícios estão claramente descritos e ilustrados no referido trabalho e variam desde abdução do membro inferior em decúbito lateral, agachamento em apoio unipodal, ou agachamento com passo à frente (*forward lunge*), entre outros. Para o músculo MG em específico os autores elegem o exercício de abdução do membro inferior em decúbito lateral como o que melhor promove a ativação MG. Em justificação, argumentam os autores, tem-se um movimento concêntrico puro de abdução, com braço de alavanca grande que por isso proporciona a ativação máxima.

Em termos de progressão no treino Ekstrom e colaboradores (2007) apontam a aplicação de resistência o nível da extremidade dos membros inferiores. Na literatura consultada não se verificou haver referência a mais algum tipo de progressão para o exercício de abdução ativa da anca, pelo que a progressão deverá seguir as indicações gerais dos parâmetros de prescrição de exercício conhecidas para o treino de *endurance* e força.

Outro exercício frequentemente descrito na literatura como parte integrante de programas de treino para fortalecimento da região lombo-pélvica, é a ponte. O exercício é executado a partir da posição de decúbito dorsal e joelhos fletidos com posterior elevação da cintura pélvica. Em indivíduos com DL em conjunto com outros exercícios tem mostrado resultados positivos na redução da dor e incapacidade (Koumantakis et al., 2005; Marshall & Murphy, 2008; Nelson-Wong & Callaghan, 2010a). Para este exercício não se verificou existir estudos que avaliem a carga compressiva a que a coluna está sujeita ou o nível de atividade muscular que exige. O exercício encontra justificação para a sua pertinência nas características anatómicas e funcionais dos músculos envolvidos na atividade em causa, nomeadamente os músculos extensores lombo-pélvicos implicados na extensão e hiperextensão da anca, mas não menos importante o trabalho isométrico do músculo MG como estabilizador da cintura pélvica (Standring, 2008). Por outro lado, Ekstrom e colaboradores (2007) após avaliarem a amplitude de ativação promovida por este exercício nos músculos extensores (longo do tórax e multifidus) concluem que é um exercício adequado ao treino de *endurance* dos músculos em causa, com valores de 40% ($\pm 16\%$) da CMV para o longo do tórax e 44% ($\pm 18\%$) para o multifidus.

Para os músculos abdominais (anteriores e laterais) são diversas as variedades de exercícios possíveis. McGill (1998) afirma num artigo de revisão que a melhor opção para treinar os referidos músculos numa fase inicial deverá consistir em algumas variações de *curl-ups* e o exercício de ponte lateral (*isometric horizontal side support*). Este último embora não seja usado com frequência em programas de treino é, segundo McGill (1998) de extrema importância uma vez que promove a ativação dos músculos abdominais oblíquos sem exercer demasiada carga compressiva ao nível da coluna, bem como produz elevados níveis de atividade do músculo quadrado lombar, identificado como o estabilizador mais importante da coluna. O exercício é executado em decúbito lateral, com o peso da metade inferior do corpo suportado pelos joelhos fletidos e o tronco suportado pelo cotovelo, mantendo a anca e o tronco elevados do solo em contração isométrica, aumentando o desafio do exercício se o peso do corpo for suportado nos pés em vez de nos joelhos (Akuthota & Nadler, 2004; McGill, 1998; McGill et al., 1999). McGill e colaboradores (1999) acrescentam que durante um programa de treino, a posição deve ser mantida por breves períodos de tempo, em repetidas séries.

Ekstrom e colaboradores (2007) realizaram um estudo experimental com recurso a EMG com o objetivo de identificar e diferenciar exercícios usados para fortalecimento muscular e exercícios mais apropriados ao treino de *endurance* ou estabilidade. Para o exercício da ponte lateral, que os autores nomeiam de *side-bridge exercise*, obtiveram valores de amplitude de sinal de 69% ($\pm 26\%$) da CMV para os abdominais oblíquos externos. Ainda relativo a este exercício, a amplitude do sinal

do músculo MG situou-se nos 74% ($\pm 30\%$) da CMV, indicando que além de proporcionar uma boa ativação dos músculos abdominais laterais é um excelente exercício para incluir em treinos de fortalecimento do MG. Importa referir que o exercício da ponte lateral é considerado como o teste *standard* para avaliar o *endurance* dos músculos estabilizadores da região lombo-pélvica, o qual tem o nome de *Side Bridge Test* (SBT) (McGill et al., 1999).

Os exercícios de *curl-up* para a musculatura anterior e lateral do tronco são com frequência integrados em programas de treino com resultados positivos na redução da incapacidade em utentes com DL recorrente (Koumantakis et al., 2005), redução efetiva da dor em indivíduos com DL de origem não-específica (Franca et al., 2010; Hicks et al., 2005; Unsgaard-Tondel, Fladmark, Salvesen, & Vasseljen, 2010), não sendo inferiores a exercícios específicos de estabilização segmentar para o fortalecimento dos músculos transverso e multifídus (Franca et al., 2010) ou exercícios de controlo motor (Unsgaard-Tondel et al., 2010), pelo que têm demonstrada a sua utilidade clínica. Estudos recentes têm avaliado a ativação muscular resultante do exercício de *curl-up*, com resultados a variar entre 28% ($\pm 17\%$) da CMV (Escamilla et al., 2010) e 70% da CMV para o músculo reto anterior (E. A. Andersson, Nilsson, Ma, & Thorstensson, 1997), suportando a efetividade do exercício a desafiar os músculos abdominais enquanto são produzidos baixos níveis de recrutamento de outros músculos (i.e. flexores da anca) (E. A. Andersson et al., 1997; Youdas et al., 2008).

Os exercícios para a musculatura extensora do tronco são largamente usados em programas de treino tanto para a reabilitação em situações de DL, prevenção da lesão ou em programas de treino para aumentar os níveis de performance local (Akuthota & Nadler, 2004; Callaghan et al., 1998; Helmhout et al., 2008; Hicks et al., 2005; Koumantakis et al., 2005; Marshall & Murphy, 2008; McGill, 1998). Callaghan e colaboradores (1998) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a carga exercida ao nível da coluna e quantificar a atividade muscular do tronco aquando da execução de exercícios tipicamente utilizados em programas de treino para os extensores do tronco. Os exercícios em análise foram quatro: (i) posição inicial de quatro apoios com posterior extensão alternada dos membros inferiores; (ii) posição inicial de quatro apoios com posterior extensão do membro inferior e do membro superior contra-lateral, resultando numa posição de dois apoios; (iii) posição inicial de decúbito ventral com posterior hiperextensão ativa do tronco e membros inferiores e (iv) posição inicial de decúbito ventral, membros inferiores e anca apoiados numa marquesa e o tronco fletido no bordo da marquesa, correspondendo o exercício à extensão deste até à posição neutra.

Em resultado, os autores mostraram que o primeiro exercício se mostra adequado à maioria dos indivíduos cujo objetivo seja o aumento de força e *endurance* dos músculos extensores. Este

exercício demonstrou que a extensão alternada dos membros inferiores promove a atividade assimétrica da musculatura do tronco resultando em pouca carga imposta à coluna, constituído por isso um exercício de baixo risco e recomendado para o início do treino de fortalecimento. Segundo Callaghan e colaboradores (1998), quando combinado com a extensão do membro superior contra-lateral a exigência do exercício aumenta e há maior nível de ativação muscular, pelo que este último representa uma possível progressão, de considerar contudo que a carga compressiva a que a coluna está sujeita também aumenta. Enquanto isso, verificou-se que os exercícios que envolvem a extensão do tronco na posição de decúbito ventral requerem valores elevados de atividade muscular resultando, contudo, em cargas articulares substanciais, pelo que os autores identificam como imprudente o seu uso em sujeitos que pretendem iniciar um programa de treino (Callaghan et al., 1998).

Num estudo de revisão com o objetivo de identificar exercícios para a região lombar com evidência biomecânica da sua contribuição para o aumento da performance muscular local, McGill (1998) reforça a ideia que o exercício que tem início na posição de 4 apoios com posterior extensão do membro inferior e do superior contra-lateral é válido para o trabalho de força e *endurance* dos músculos extensores, onde a atividade muscular exigida se mostra suficientemente alta para facilitar o treino sem que com isso seja exercida demasiada carga na coluna. Em virtude do trabalho alternado os músculos contra-laterais produzem forças reduzidas, de onde a alternância entre membros permite a atividade bilateral dos extensores. Ekstrom e colegas (2007) acrescentam que este exercício quando executado ativamente, sem resistência adicional, produz atividade moderada ($36\% \pm 18\%$ da CMV) dos músculos extensores pelo que é útil para o desenvolvimento de *endurance* muscular. Para os exercícios de extensão do tronco realizados em decúbito ventral, os resultados de McGill (1998) são semelhantes aos já reportados. É sublinhado que o exercício tem efeitos adversos resultantes da extensão bilateral dos membros inferiores, em particular a elevada carga compressiva a que a coluna está sujeita como resultado da atividade bilateral dos músculos, mas também da posição da hiperextensão, onde a carga imposta é transferida para as facetas articulares das vértebras, podendo comprometer a integridade do ligamento interespinhoso.

O exercício que tem início na posição de quatro apoios tem sido usado em diferentes programas de treino, onde, em combinação com outros, mostrou ter a capacidade de promover a redução da incapacidade em utentes com DL recorrente e crónica (Franca et al., 2010; Harts et al., 2008; Koumantakis et al., 2005), conduzir à melhoria do estado funcional (Helmhout et al., 2008), redução da intensidade da dor em situações de DL crónica (Unsgaard-Tondel et al., 2010) bem como aumentar a qualidade de vida relacionada com a saúde ou reduzir o medo ao movimento em

indivíduos com DL crónica (Harts et al., 2008). De salientar ainda que os exercícios para os músculos extensores do tronco que têm início na posição de decúbito ventral são com frequência apresentados em programas de treino em situações de DL (Chok et al., 1999; Franca et al., 2010; Koumantakis et al., 2005) tendo-se mostrado efetivos e por isso os autores os consideram com utilidade clínica, apesar dos efeitos adversos que lhes são reportados.

Os exercícios revistos mostram-se úteis para a construção de um programa de treino ajustado à prevenção da DL dada a ativação que proporcionam em estruturas que se sabe relacionadas com o seu desenvolvimento. Todavia é de realçar que estes resultados não permitem estabelecer de que forma a ativação promovida pelos exercícios revistos resulta em termos de performance muscular ou em que medida a sua integração conjunta num programa de treino será influente nos valores de co-ativação, *endurance* muscular e controlo postural.

2.10.4. Alterações promovidas ao nível do sway postural com a intervenção pelo exercício

A literatura disponível sugere haver relação entre a DL e as alterações ao nível do equilíbrio postural na posição de pé, ainda que não seja um tema muito explorado, (Ruhe et al., 2011a, 2011b). Em particular, verificou-se que a velocidade média do CoP e a área de *sway* estão relacionadas com medidas de dor auto-reportadas (Ruhe et al., 2011b). Ruhe e colaboradores (2012) procuraram investigar a associação entre a alteração dos níveis de DL e o *sway* postural. A intervenção estabelecida com vista a alterar os níveis de dor foi baseada em terapias manuais e em resultado os autores obtiveram uma redução da intensidade subjetiva da dor nos sujeitos em estudo, correlacionada com um decréscimo significativo no *sway* postural. Em conclusão os autores apontam que a alteração na intensidade de DL auto-reportada está intrinsecamente relacionada com as mudanças ao nível do *sway* postural. Os resultados deste estudo levantam a hipótese de o decréscimo da intensidade da DL poder conduzir à redução do *sway* postural em indivíduos com DL, tendo como fundamento o modelo da interferência da dor. A estratégia usada para promover a redução da DL no estudo acima citado foi a terapia manual, no entanto, a intervenção pelo exercício tem-se mostrado útil em situações crónicas e recorrentes de DL (Choi et al., 2010; Koes et al., 2010; van Middelkoop et al., 2011) e também na prevenção desta condição (Bell & Burnett, 2009; A. Burton et al., 2004).

Apesar de evidência que aponta a intervenção pelo exercício como estratégia preventiva e de tratamento da DL, não existem à data estudos que avaliem as alterações promovidas pelo exercício ao nível do *sway* postural em sujeitos com DL ou com predisposição para desenvolver a condição.

Por exemplo, em indivíduos idosos a relação entre as alterações promovidas pelo exercício e o *sway* postural encontram-se consistentemente documentadas. Rogers e colaboradores (2001) procuraram averiguar o efeito de um programa de intervenção baseado no exercício com *thera-bands*, realizado duas vezes por semana durante dez semanas na população idosa. Com recurso a plataforma de força, entre outros os autores avaliaram o *sway* postural (medidas de amplitude e velocidade em A/P e M/L, velocidade instantânea média e máxima e área de *sway*). Em resultado verificaram melhorias em várias medidas em estudo relacionadas com o *sway*, nomeadamente ao nível da velocidade e amplitude, tendo os autores concluído que a intervenção proposta aumentou o equilíbrio estático e dinâmico, adiantando que este aspeto poderá contribuir para a redução do risco de queda nesta população.

Um estudo recente com a mesma população obteve resultados semelhantes (Newell, Shead, & Sloane, 2012). Newell e colaboradores (2012) recorreram a exercícios de Pilates, com supervisão, tendo por objetivo procurar associações entre este tipo de treino e parâmetros da marcha e equilíbrio. Os resultados do estudo sugerem que o programa adotado, realizado uma vez por semana durante 8 semanas, tem o potencial melhorar os parâmetros avaliados, em particular o *sway* postural no plano A/P, o que implica a redução do risco de queda.

Também em indivíduos com doença de Parkinson a terapia pelo exercício, num programa no domicílio com a duração de 10 semanas, mostrou ser útil na melhoria do controlo e estabilidade postural (Nocera, Horvat, & Ray, 2009), bem como em mulheres com artrite nas extremidades dos membros inferiores, após a intervenção de 6 semanas no meio aquático (Suomi & Kocejka, 2000).

Um estudo recente de Lee e colaboradores (2012) apresentam resultados reveladores no âmbito do aumento da estabilidade postural em mulheres com dor patelofemural. É conhecido que nesta população há redução da performance dos músculos abdutores da anca (Bolgla et al., 2008; Souza & Powers, 2009). Partindo deste princípio e com o objetivo de conhecer melhor a associação entre o controlo transversal da anca e a estabilidade postural, os autores usaram uma cinta estabilizadora da anca desenhada para facilitar o controlo da abdução e rotação externa da anca. A comparação do equilíbrio dos sujeitos com e sem a cinta revelou que os indivíduos com dor patelofemural que usaram a cinta melhoraram a sua performance de equilíbrio, avaliada através das excursões do CoP, para níveis comparáveis a indivíduos controlo. Este resultado não só confirma que a estabilidade da anca é um fator contribuinte importante na estabilidade postural no plano frontal como acrescenta que a implementação de estratégias facilitadoras à estabilidade da anca tem um papel importante na melhoria das medidas de estabilidade postural. Em conclusão os autores acrescentam que, juntando estes aspetos, os resultados sugerem que o aumento da performance muscular dos músculos abdutores da anca poderá conduzir à melhoria do controlo postural no

plano frontal para esta população em particular (S. P. Lee et al., 2012). Neste estudo a estratégia para o aumento da estabilidade passou pelo uso de uma cinta, contudo, sabe-se que exercícios específicos têm a capacidade de melhorar a performance da musculatura em causa (Distefano et al., 2009; Ekstrom et al., 2007; McBeth et al., 2012; McGill et al., 1999), pelo que poderão ser uma estratégia válida e efetiva para a melhoria da estabilidade postural.

Verificada a efetividade da intervenção pelo exercício no aumento do controlo postural em diversas populações clínicas em que este se encontra diminuído e assumindo a importância da performance dos músculos estabilizadores da anca como fundamentais para a manutenção da estabilidade postural, considerar a intervenção pelo exercício como estratégia em situações de DL ou na prevenção da sua incidência mostra-se como uma abordagem lógica. Apesar dos indivíduos com DL apresentarem em termos de estabilidade postural características semelhantes a outras populações clínicas, para esta população em particular não se conhece até à data estudos que avaliem a implicação do exercício para a melhoria de parâmetros do equilíbrio e controlo postural.

2.10.5. Parâmetros de prescrição de exercício para prevenção da dor lombar

Segundo o *American College of Sports Medicine* (ACSM) (2009) a prescrição de exercício deve ser entendida como o processo através do qual o estabelecimento de recomendações para um regime de atividade física é concebido de forma sistemática e individualizada. Ainda que se tenha em conta o caráter individual dos programas de treino, existem elementos básicos comuns que devem ser considerados. Esses elementos são: tipo de exercício, intensidade, volume, frequência de treino e progressão.

No âmbito da DL, em particular no que respeita à prevenção da condição, o tipo ou modalidade de exercícios comumente documentado refere a força e *endurance* muscular da região lombo-pélvica. O termo “força” respeita à força máxima que um músculo é capaz de produzir durante uma contração; por outro lado, o “*endurance*” refere à capacidade do músculo em manter a força gerada por um período de tempo (McGill, 1998). A performance muscular inclui “força” e “*endurance*” e estes aspetos devem ser distinguidos na elaboração de programas de treino específicos. Está documentado que indivíduos com problemas lombares têm pouca força muscular na região lombo-pélvica (Renkawitz, Boluki, & Grifka, 2006), mas poucos estudos sugerem haver ligação entre a reduzida força com o risco de desenvolver um primeiro episódio de DL (Guimaraes, Sakamoto, Laurentino, & Teixeira-Salmela, 2010; Marshall et al., 2011). Por outro lado, está descrito que o baixo *endurance* do músculo MG é um fator predisponente ao desenvolvimento de DL (Marshall et al., 2011).

Ekstrom e colaboradores (2007) referem, num estudo experimental onde procuraram diferenciar entre exercícios para ganho de força e exercícios para ganho de *endurance* e estabilidade, que exercícios que produzem sinais de amplitude EMG inferiores a 45% da CMV são os mais benéficos para o treino de *endurance* muscular e estabilidade, enquanto exercícios que produzem sinais de amplitude EMG com uma média superior a 45% da CMV representam um estímulo ao ganho de força em determinados indivíduos (Ekstrom et al., 2007). Os autores alertam contudo para os elevados valores de desvio padrão dos sinais EMG obtidos nos diferentes exercícios em estudo. Posto isto, os autores concluem que determinados indivíduos, dependendo do seu nível de força inicial, podem beneficiar de forma diferente dos exercícios. Em particular, indivíduos com melhor condicionamento irão precisar de maior estímulo para obter uma resposta em termos de força.

Não se encontra estabelecido de forma clara que tipo de programa específico será mais efetivo para a prevenção primária e secundária da DL (Bell & Burnett, 2009; Choi et al., 2010; Koes et al., 2010). Uma vez que o baixo *endurance* do músculo MG é um fator predisponente ao desenvolvimento de DL (Marshall et al., 2011), um programa de exercícios que foque este aspeto da performance muscular poderá ser útil para prevenir o desenvolvimento de DL.

Até à data, poucos estudos foram realizados no sentido de estabelecer a efetividade de programas de treino de *endurance* da musculatura lombo-pélvica e a sua relação com a prevenção da condição em causa. Chok e colaboradores (1999) investigaram a efetividade do treino de *endurance* na musculatura do tronco em sujeitos com DL sub-aguda e reportam uma fraca associação entre o aumento do *endurance* da musculatura do tronco e o nível funcional. Num estudo recente para a mesma população são descritos resultados semelhantes (Del Pozo-Cruz et al., 2012). Contudo, importa referir que, relativamente ao surgimento de um primeiro episódio de DL, os trabalhos disponíveis remetem para que o *endurance* muscular, quando comparado por exemplo com a força muscular, apresenta um valor profilático mais elevado (Akuthota & Nadler, 2004; McGill, 1998; McGill et al., 1999), e dada a relação entre défices de *endurance* e a predisposição ao desenvolvimento de DL um programa centrado neste parâmetro de performance parece ser adequado, não sendo contudo conhecido até à data algum trabalho que tenha sido feito nesse sentido em sujeitos assintomáticos.

As recomendações do ACSM (2009) de um programa de treino para aumentar o *endurance* muscular local estabelecem que é esta variável da performance muscular é possível de ser trabalhada através do treino de resistência, estando demonstrado que este tipo de treino aumenta o *endurance* muscular local absoluto (i.e. o máximo número de repetições realizadas com uma carga específica pré-treinada) e efeitos limitados no aumento do *endurance* muscular local relativo (i.e.

medida de *endurance* acedida a uma intensidade relativa específica ou % de 1-RM) (Ratamess et al, 2009). O mesmo documento indica que um treino de resistência moderado com elevado número de repetições se tem mostrado o mais efetivo para o aumento do *endurance* muscular local absoluto na maioria dos estudos considerados pelos autores, embora num dos estudos revisto o treino de alta intensidade com poucas repetições tenha dado provas de ser mais efetivo em atletas altamente treinados.

As diretrizes para a prescrição de exercício propostas pelo ACSM (2009) documentam que se o objetivo do treino é maioritariamente o aumento do *endurance* muscular mais do que aumento de força ou massa, deve optar-se por um elevado número de repetições, de 15 a 25, por série, com períodos de repouso curtos, em poucas séries (i.e. uma ou duas séries por grupo muscular). Ratamess e colaboradores (2009) apresentam como sugestão de treino para aumento do *endurance* muscular um elevado número de repetições (séries longas, com o músculo sob tensão por algum tempo) e /ou minimizar o tempo de recuperação entre séries.

A velocidade de repetição e o tempo que o músculo se encontra sob tensão num determinado exercício é outro aspeto importante de considerar. McGill e colaboradores (1999) referem que nos exercícios de estabilização da região lombar a contração muscular deve ser mantida por algum tempo. Posteriormente Marshall e colaboradores (2011) sugerem, de igual modo, a manutenção da contração isométrica por algum tempo. O tempo de manutenção da contração que se encontra documentado varia segundo os estudos, havendo estudos relativos à DL onde a contração isométrica foi mantida de 5 a 10 segundos, aumentando com a progressão do treino (Chok et al., 1999; Koumantakis et al., 2005) e outros 4, 6 ou 8 segundos, dependendo do exercício em causa (Hicks et al., 2005).

Tran e colaboradores (2006) realizaram um trabalho experimental com o objetivo de aceder ao efeito da variação do tempo sob tensão nas respostas neuromusculares agudas, tendo verificado que o aumento do tempo sob tensão, com carga suficiente, pode aumentar a fadiga muscular, e que, por seu turno, a fadiga muscular é importante no sentido de aumentar o *endurance* muscular local. Assim, segundo os autores as velocidades tradicionais podem resultar em menos fadiga do que velocidades lentas, contudo há que considerar a dificuldade em realizar um grande número de repetições usando intencionalmente baixas velocidades de execução (Tran, Docherty, & Behm, 2006). As recomendações revistas do ACSM (Ratamess et al, 2009) indicam que devem ser usadas baixas velocidades de execução quando está a ser usado um programa com um número moderado de repetições (10 a 15), por outro lado, se for usado um programa com muitas repetições (15 a 25, ou mais) é recomendado o uso de velocidades de execução de moderadas a altas, para o aumento do *endurance* muscular.

Relativamente aos períodos de repouso, Ratamess e colaboradores (2009) adiantam que a duração dos períodos de repouso durante exercícios de resistência parecem afetar o *endurance* muscular local. Os autores relatam um artigo revisto onde mostra que os *bodybuilders*, que normalmente treinam a alto volume e com intervalos de repouso curtos, demonstraram um nível de fadiga significativamente inferior em comparação com *power lifters*, que tipicamente treinam com volume baixo a moderado e longos períodos de repouso. Segundo os autores, estes dados revelam os benefícios de um treino de alto volume e pequenos períodos de repouso para aumentar o *endurance* muscular, assim, a recomendação sugerida são pequenos períodos de descanso, por exemplo 1 a 2 minutos para séries com muitas repetições (15 a 20 ou mais) ou inferior a 1 minuto para séries moderadas (10 a 15 repetições). Conclui-se que o período de repouso vai principalmente depender da intensidade do treino de *endurance*.

No que concerne à frequência do treino, a evidência tem mostrado que uma baixa frequência (2 a 3 dias por semana) é efetiva em indivíduos que estão a iniciar um programa de treinos quando o objetivo é treinar todo o corpo. Contudo se o objetivo for uma rotina de treino conjugando diferentes segmentos do corpo (i.e. membros superiores e inferiores) recomenda-se uma frequência de 4 vezes por semana, que aumenta de 4 a 6 vezes por semana se a referida rotina for usada num treino avançado (Ratamess et al, 2009). Em situações de DL e prevenção os programas descritos na literatura variam desde a frequência diária (Hicks et al., 2005), 4 dias por semana, 2 dias por semana (Franca et al., 2010; Helmhout et al., 2008) ou uma vez por semana (Unsgaard-Tondel et al., 2010). Dada a heterogeneidade dos objetivos dos referidos estudos, não é possível dizer qual a frequência de treino que apresenta melhores resultados.

Outro aspeto importante na prescrição de exercício é o volume de treino, estando este aspeto diretamente relacionado com a intensidade do treino. As diretrizes do ACSM (2009) referem que o regime de treino para o *endurance* muscular deve ser feito com baixa intensidade, não excedendo mais que 50% 1-RM, contudo, é de considerar que programas de alto volume têm mostrado ser superiores para aumento do *endurance* muscular local (Rhea et al., 2003).

A progressão do treino é mais um fator a considerar. O modelo tradicional postula que a intensidade do treino aumenta na medida em que o número de séries aumenta e o número de repetições decresce, sendo frequentemente referido nos programas de treino em sujeitos com DL (Marshall & Murphy, 2008). Outra metodologia de progressão descrita para sujeitos com DL ou para prevenção da condição é o aumento da dificuldade do exercício em questão, por exemplo, pela mudança de posição de um dos segmentos do corpo (exercício da ponte lateral primeiramente com joelhos em flexão, de onde a progressão é a extensão destes) (Hicks et al., 2005; Koumantakis et al., 2005). Segundo as diretrizes do ACSM (2009) o princípio da sobrecarga deve estar na base

da progressão do treino e pode ser aplicado de diversas formas. A abordagem mais comum é o aumento da resistência imposta, sendo igualmente referido como forma de progressivamente aumentar a carga aumentar o número de séries por grupo muscular e aumentar o número de dias por semana que determinado grupo muscular é treinado.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Amostra

No processo de recolha da amostra para a execução do estudo foram selecionados apenas indivíduos saudáveis com idades compreendidas entre os 18 e os 35 anos. Os critérios de exclusão aplicados foram (i) a existência de um evento de DL que tenha levado o indivíduo ao médico ou a ficar fora das suas atividades normais por mais de 1 dia; (ii) ter sido submetido a cirurgia lombar ou na anca; (iii) incapacidade em manter a postura de pé por mais de 4 horas; (iv) incapacidade de completar questionários; (v) nos últimos 12 meses ter tido uma atividade ocupacional que implicasse a manutenção estática da postura em pé (Nelson-Wong & Callaghan, 2010a, 2010b) e (vi) ter obtido *score* superior a 4 no *Roland-Morris Questionnaire* (RMQ) (Stratford et al., 1996).

Todos os participantes foram informados por escrito de conteúdos considerados relevantes, em particular: os objetivos do estudo; o método e procedimentos implicados na recolha de dados; riscos potenciais e vantagens da participação; o caráter voluntário da participação; o compromisso de anonimato e confidencialidade bem como a possibilidade de a qualquer altura no decorrer do estudo esclarecer eventuais dúvidas, tendo consentido, por escrito, participar no estudo de forma livre (apêndice I).

3.2. Medições

3.2.1. Procedimentos de recolha de dados

A recolha de dados ocorreu em 2 dias, identificados pelas designações t_0 e t_1 , com 4 semanas de intervalo, tendo os procedimentos de recolha sido semelhantes em ambos os momentos. As 4 semanas de intervalo foi o tempo no qual decorreu a intervenção pelo exercício.

Em t_0 foi construída a *baseline* das características clínicas e sociodemográficas de relevo dos participantes. Assim foram recolhidos dados relativos à idade, peso e altura, tendo-se também sido avaliado a incapacidade gerada pela DL pela aplicação do RMQ (apêndice II), tido como critério de exclusão. Neste momento foi ainda quantificada a intensidade subjetiva da DL pela aplicação da Escala Visual Analógica (EVA) (apêndice III) e avaliado o *side-bridge endurance* bilateralmente segundo procedimento *standard*, o *side-bridge test* (SBT) (McGill et al., 1999).

Durante a recolha de dados, em t_0 , foi atribuído a cada participante um número aleatório entre 1 e 50.

No seguimento dos procedimentos, após verificação dos critérios de exclusão, foi avaliada a CMV dos músculos abdutores do membro inferior esquerdo e direito na posição de decúbito lateral, pela aplicação de resistência manual ao nível do maléolo com o membro a 25° de abdução, conforme habitualmente utilizado para o teste muscular manual dos músculos em causa (Bolgla & Uhl, 2007; Boren et al., 2011; Distefano et al., 2009). Os participantes realizaram o teste duas vezes com um minuto de repouso entre cada repetição, tendo mantido a contração máxima por 5 segundos (Bolgla & Uhl, 2007; Boren et al., 2011). Antes da execução do teste foi solicitado a cada participante que realizasse esta tarefa para familiarização com os procedimentos. A CMV foi quantificada através de EMG de superfície nos músculos MG esquerdo e direito.

Após a avaliação da CMV e explicados os procedimentos envolvidos, teve início o teste, segundo o protocolo de indução de DL transitória, descrito por Nelson-Wong e Callaghan (2010b). No decorrer do teste foram recolhidos dados relativos à atividade eletromiográfica dos músculos MG esquerdo e direito através de EMG de superfície, bem como valores de aceleração do CoM acedidos por um acelerómetro 3D portátil, colocado após a avaliação da CMV. Os dados da EMG e do acelerómetro foram recolhidos ao longo das duas horas de teste, de forma sincronizada. Especificações relativas aos instrumentos usados e protocolo de teste serão apresentadas mais à frente.

Os dados recolhidos, em conjunto com a identificação dos participantes e a descrição das suas características, foram inseridas numa base de dados em folha *Excel*.

No segundo dia de teste, t_1 , todos os procedimentos foram repetidos de acordo com o que está previamente descrito, desde a aplicação dos instrumentos de medida até ao protocolo de teste, seguindo criteriosamente a ordem de t_0 , com exceção para as características particulares do indivíduo (idade, peso e altura) e do RMQ, para os quais não se obteve valores em t_1 .

3.2.2. Instrumentos de medida e procedimentos de testagem

Roland-Morris Questionnaire

O RMQ foi desenvolvido em 1983 com o objetivo de medir e avaliar a incapacidade funcional de indivíduos com DL nas suas atividades diárias (Roland & Morris, 1983). O questionário é

unidimensional, constituído por 24 perguntas de auto-resposta, predominantemente relacionadas com a questão física. A janela de medida do instrumento é hoje. As perguntas têm resposta dicotómica (sim ou não) e o resultado final corresponde à soma das respostas afirmativas. A pontuação é apresentada numa escala de orientação negativa de 0 (ausência de incapacidade) a 24 (incapacidade grave) (Monteiro, Faisca, Nunes, & Hipolito, 2010). Na versão portuguesa o RMQ, denominado Questionário de Incapacidade de Roland Morris, o instrumento apresenta boas características psicométricas, nomeadamente elevados níveis de consistência interna (*alpha* de Cronbach: 0,81) e de estabilidade temporal (correlação teste re-teste: 0,86). A validade externa mostrou que o instrumento possui correlação elevada com a Escala Numérica da Dor ($r = 0,73$) e correlação moderada com o teste de Schober ($r = -0,52$) e o grau de flexão anterior da coluna ($r = 0,42$) (Monteiro et al., 2010).

Os valores de mínima mudança detetável para o RMQ são conhecidos, de acordo com Stratford e colaboradores (1996) para um intervalo de confiança de 90% ($IC_{90\%}$) verifica-se que o valor de mínima mudança detetável é de 4 a 5 pontos, para o instrumento em causa em indivíduos com DL. O resultado do estudo de Stratford e colaboradores (1996) indica que melhorias em indivíduos com *score* inicial inferior a 4 pontos ou a detioração do estado de indivíduos com *score* inicial superiores a 20 pontos não conseguem ser detetados com elevado nível de confiança ($IC_{(1-\alpha)} > 90\%$) pelo uso do RMQ (Stratford et al., 1996).

Escala Visual Analógica

A EVA é um instrumento unidimensional para quantificar a intensidade subjetiva da dor sentida no momento. O instrumento consiste numa linha de 100mm, onde em cada extremidade se pode ler “sem dor” e “a pior dor possível”, na qual o indivíduo tem que assinalar, através de um traço perpendicular à linha, a intensidade da dor; o valor, em mm, desde a extremidade “sem dor” até ao traço assinalado é quantificado através de uma régua, correspondendo esse valor a intensidade da dor sentida (Summers, 2001). A EVA é considerada um instrumento universal, sendo por isso bem compreendido em situações onde se verifiquem diferenças culturais e linguísticas, não havendo necessidade de validação para diferentes nacionalidades (Direção Geral de Saúde – Circular normativa nº9/DGCG de 14/06/2003). O instrumento em causa apresenta boa validade de construção e bons valores de fiabilidade (Revill, Robinson, Rosen, & Hogg, 1976; Summers, 2001).

A EVA foi aplicada 10 vezes em t_0 . A sua primeira aplicação foi no primeiro dia para construção da *baseline* (t_0), antes de qualquer procedimento de testagem, tendo-se explicado a cada participante

como usar este instrumento. Posteriormente, o instrumento foi aplicado no instante inicial do teste de indução de DL transitória, bem como no decorrer deste com intervalos de 15 minutos até ao final do teste. Para facilitar a aplicação, o instrumento foi fornecido ao participante em formato A4, estando em duas folhas contidas as 10 EVA com a indicação do tempo a que deveriam ser preenchidas. O mesmo método foi repetido no dia t_1 , com exceção da EVA para construção da *baseline*.

Side-Bridge Endurance

O *endurance* do músculo MG e músculos do tronco associados foi acedido com recurso ao SBT. O procedimento adotado segue as instruções de McGill e colaboradores (1999), segundo as quais o indivíduo permanece em decúbito lateral num colchão (2,5 cm de espessura) com os membros inferiores em extensão. O pé do membro supra-lateral é colocado em frente ao pé infra-lateral para dar suporte. Para realização do teste os indivíduos são instruídos a elevar a anca do colchão e a suportarem o seu peso no cotovelo e pés. O membro superior supra-lateral deve estar posicionado junto ao peito, com a mão a repousar no ombro oposto. O teste inicia-se quando a anca levanta do colchão e termina quando esta volta a entrar em contacto com o colchão. Durante o teste, os indivíduos são instruídos a manter a posição por o máximo de tempo que lhes seja possível. Não foram fornecidas quaisquer informações relativas à prestação do indivíduo antes de este ter terminado o teste, conforme protocolado. O tempo, em segundos, que o indivíduo mantém a anca elevada corresponde ao *side-bridge endurance* para o lado em causa. O SBT é um procedimento válido que possui excelentes valores de fiabilidade (McGill et al., 1999).

O teste foi executado seguindo o protocolo descrito. Antes de iniciar a recolha os participantes foram instruídos relativamente aos procedimentos de teste e foi-lhes pedido que executassem o movimento durante breves segundos a fim de se realizar os ajustes posturais necessários e a familiarização com a tarefa. O *side-bridge endurance* foi avaliado para ambos os lados. Durante a execução cronometrou-se o tempo, em segundos, que o participante manteve a anca em elevação (McGill et al., 1999). O *side-bridge endurance* foi avaliado em t_0 e t_1 , tendo-se posteriormente calculado a média em cada um dos dias.

Eletroniografia de Superfície

Para detecção do sinal eletroniográfico dos músculos MG esquerdo e direito foram utilizados pares de elétrodos descartáveis com gel líquido e auto-adesivos de Ag-AgCl (Ambu Blue Sensor N, Ambu Ltd., Ballerup, Dinamarca), com diâmetro de contacto de 14mm, ligados a um sistema de amplificação bipolar. O sinal detetado foi amplificado por um amplificador diferencial (*Biovision*, ganho de amplificação = 2500; fator de rejeição do modo comum = 120dB; impedância = 1200 G Ohm; ruído < 1 μ V), filtrado numa banda de passagem de 10-500Hz e convertido para sinal digital por uma placa análogo-digital *DAQ-Card 6024E* (*National Instruments*), com resolução de 16 bites. O ritmo de amostragem foi de 1024Hz. Para detecção, edição e armazenamento do sinal EMG foi usado o *software DASYLab 6.0* (*National Instruments*), instalado num computador portátil *Toshiba Satellite C660-2L0*.

Os procedimentos adotados para recolha do sinal eletroniográfico tiveram em consideração as recomendações estabelecidas pela *Surface EletroMyoGraphy for the Non-Invasive Assesment of Muscles* (SENIAM). A preparação da pele consistiu na remoção dos pelos com lâmina, abrasão da pele com lixa para eliminar a camada celular superficial, limpeza com éter para remoção da gordura/oleosidade natural da pele e posteriormente limpeza com álcool (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000). Os elétrodos foram colocados com o indivíduo em decúbito lateral, localizados a 50% da linha entre a crista ilíaca e o trocânter, com uma distância inter-elétrodo de 20mm, segundo a orientação das fibras musculares (figura 1).

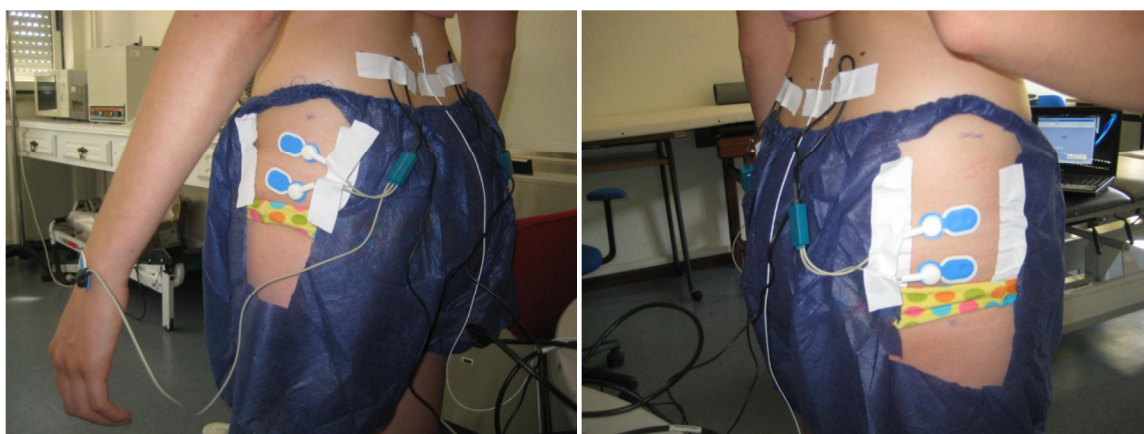


Figura 1 - Local de colocação dos elétrodos

Para confirmação da localização do músculo o indivíduo realizou abdução do membro inferior supra-lateral (em teste) com resistência manual aplicada ao nível do tornozelo, conforme realizado para o teste aos músculos em causa (Bolgla & Uhl, 2007; Hermens et al., 2000). A localização do músculo foi confirmada através de palpação. O eletrodo de referência foi colocado no punho esquerdo, tendo a pele desta zona sido preparada segundo os métodos já descritos (Hermens et al., 2000).

Para prevenir que os eletrodos se desviassem da localização original ao serem colocados os eletrodos do lado contra-lateral, foi construído um material próprio para o efeito. O material consistiu numa tábua com 1,5cm de espessura, revestida de esponja fina e com uma abertura oval ao centro com cerca de 15cm de diâmetro. O referido material foi colocado em cima da superfície de teste (marquesa) a fim de impedir o contacto dos eletrodos já colados com a superfície de teste. O mesmo material foi usado com o mesmo objetivo na avaliação da CMV (figura 2).



Figura 2 - Set-up para avaliação da CMV

Durante a realização dos procedimentos de teste que envolveram a EMG os participantes usaram calções descartáveis nos quais foi recortado lateralmente a área correspondente à localização dos músculos em teste.

Acelerómetro 3D

Para a quantificação dos deslocamentos do CoM usou-se um acelerómetro 3D (*xyrPlux 3D Accelerometer*) com sensor MEMS (*Micro Electro-Mechanical Systems*) e *dynamic range* de $\pm 3g$. O sensor

foi colocado ao nível do processo espinhoso da terceira vértebra lombar (figura 3) e fixo com fita-cola dupla face (Moe-Nilssen, 1998b; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002; O'Sullivan et al., 2009). A localização da vertebra foi feita por palpação a partir das cristas ilíacas e para confirmação foi pedido ao indivíduo ligeira flexão do tronco. Os três canais do sensor foram conectados ao sistema de aquisição *Biovision*, o mesmo anteriormente referido para a aquisição dos sinais EMG. Os sinais análogos foram filtrados numa banda de passagem de 10-500Hz e convertidos para sinal digital por uma placa análogo-digital *DAQ-Card 6024E* (*National Instruments*), com resolução de 16 bites a um ritmo de amostragem de 1024Hz. Para deteção, edição e armazenamento do sinal foi usado o *software DASYLab 6.0* (*National Instruments*), também usado para a edição e armazenamento dos sinais EMG, instalado num computador portátil *Toshiba Satellite C660-2L0*.

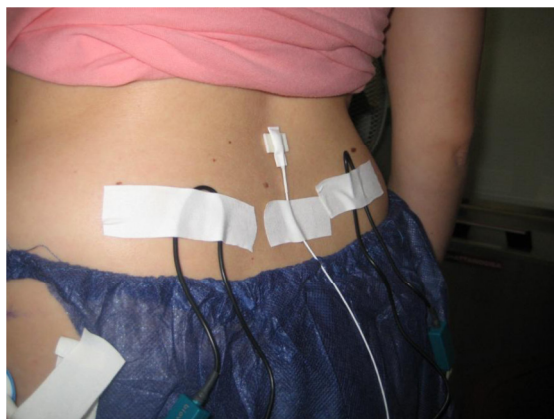


Figura 3 - Local de fixação do acelerómetro 3D

3.2.3. Protocolo experimental

O protocolo experimental de indução de DL transitória adotado está descrito por Nelson-Wong e Callaghan (2010b). Segundo o mesmo, é pedido a cada indivíduo para permanecer em pé durante 2 horas numa área delimitada (0,50 x 0,46m) tendo à sua frente uma superfície de trabalho ajustada 5-6cm abaixo do punho com 90° de flexão do cotovelo. O indivíduo é instruído a “permanecer de forma confortável, como normalmente estaria se tivesse que estar de pé por um longo período”. Cada indivíduo é também informado que não pode descansar os pés no apoio da mesa, nem apoiar-se sobre a superfície de trabalho de forma a suportar o peso do corpo (figura 4). Durante o teste, é solicitado que desenvolva 3 tarefas que simulam atividades ocupacionais leves: classificação de objetos consoante a cor (missangas); montagem e desmontagem de materiais (peças *Legó*®) (figura 5) e “tédio”, onde o indivíduo não deve realizar qualquer atividade, incluindo interagir com o investigador. As tarefas são apresentadas de forma semi-aleatória em blocos de 30 minutos, repetindo-se o bloco de “tédio” em dois períodos não consecutivos.

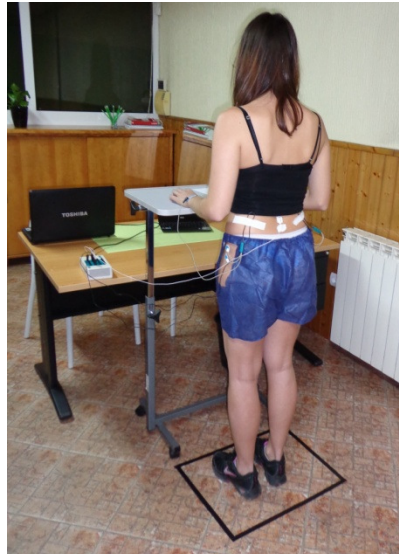


Figura 4 – *Set-up* do teste de indução de DL transitória

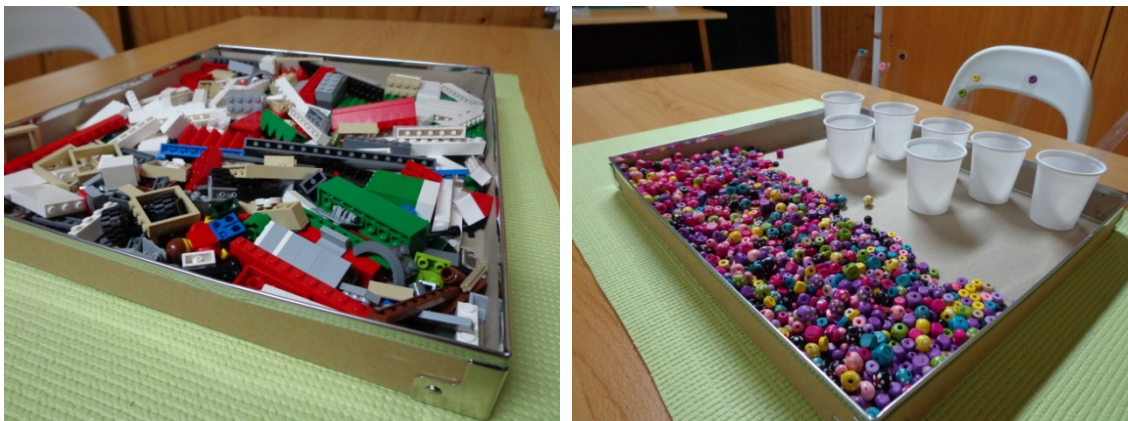


Figura 5 - Atividades "montagem" e "classificação"

Para a apresentação da sequência das tarefas usou-se um programa desenhado para o efeito, onde no monitor se podia ver a tarefa a desempenhar (montagem, classificação ou tédio), acompanhada de um relógio digital, ativado no momento inicial do teste e com paragem decorridas as duas horas. A cada atividade correspondia uma cor de fundo própria para ser mais fácil ao participante distinguir a mudança de tarefa a cada 30 minutos. O programa foi apresentado num computador portátil usado exclusivamente com este fim.

Os dados EMG e de aceleração foram recolhidos em paralelo, de forma continuada durante as 2 horas, pelo *software* *DASYLab 6.0* (*National Instruments*) já referido, com recurso a uma rotina

desenhada para o efeito e automaticamente guardados em blocos de 15 minutos para posterior processamento. No início do teste e cada 15 minutos foi aplicada a EVA para a DL.

No final do teste foi proposto aos participantes que desenvolveram dor a toma de um comprimido analgésico de primeira linha (paracetamol), identificado nas diretrizes da DL como recomendação terapêutica a adotar em situação de dor aguda (Koes et al., 2010).

O uso do protocolo do teste de indução de DL transitória encontra-se suportado em termos bibliográficos. Nelson-Wong e Callaghan (2010c) procuraram averiguar a estabilidade da DL e dos padrões de co-ativação da musculatura do tronco e anca, tendo verificado que os *outcomes* em estudo (EVA e padrão de co-ativação muscular) são estáveis ao longo do tempo, com CCI superiores a 0,80. A conclusão dos autores indica que as alterações nestas medidas após uma intervenção devem ser consideradas como efeito do tratamento e não devidas à variabilidade natural (Nelson-Wong & Callaghan, 2010c).

3.2.4. Identificação dos grupos

Os participantes DD foram identificados pela alteração do *score* da EVA maior que 10 mm do valor *baseline*, ou seja, antes do início dos procedimentos de testagem, em qualquer uma das medições efetuadas durante o teste. Este processo de identificação decorreu de forma automática, segundo a configuração da base de dados construída em *Excel*, assim que os valores EVA recolhidos no decorrer do teste foram introduzidos. A escolha deste ponto de corte baseou-se no trabalho de Kelly (1998) que verificou que a alteração de 9 mm é a mínima diferença clinicamente significativa para este instrumento (Kelly, 1998). Importa referir que aos valores obtidos no teste a partir dos 15 minutos, inclusive, foi retirado o valor da EVA no momento inicial (minuto 0) a fim de garantir que intensidade da dor reportada fosse resultante do teste e não devida a procedimentos prévios (Nelson-Wong & Callaghan, 2010a).

Após a identificação dos participantes DD e NDD, foi feita a distribuição aleatória destes pelo grupo de intervenção Cont/Exp de acordo com o sexo e com a categoria DD/NDD no sentido de garantir a homogeneidade dos grupos. Este procedimento decorreu de forma automática na base de dados, segundo um desenho pré-estabelecido. A divisão dos participantes por grupo de intervenção Cont/Exp consoante o sexo encontra-se sumariada na Tabela 2.

Tabela 2 - Divisão dos participantes por intervenção Cont/Exp consoante o sexo

	Cont		Exp		Total	
	n	%	n	%	n	%
Homens	7	14	12	24	19	38
Mulheres	15	30	16	32	31	62
Total	22	44	28	56	50	100

Cont=controlo; Exp=experimental

3.2.5. Intervenção

As diretrizes europeias apontam a terapia/intervenção pelo exercício como promissoras na prevenção da DL (A. K. Burton et al., 2005). Ainda que as componentes de um programa efetivo para a prevenção da condição não esteja ainda claramente definido, estudos na área têm mostrado que os programas de exercícios para a prevenção da DL devem ser progressivos, centrados no fortalecimento e *endurance* da musculatura do tronco e anca, de intensidade moderada a elevada e realizados com supervisão (A. K. Burton et al., 2005; Choi et al., 2010; Ferreira et al., 2010; Koes et al., 2010). Com base em trabalhos anteriores, o programa de exercícios definido para a intervenção pelo exercício encontra-se expresso no apêndice IV.

Os participantes sinalizados como grupo Exp, após um período de descanso, foram instruídos relativamente ao plano de exercícios a seguir. Primeiramente foi mostrado uma ilustração do exercício e a sua descrição por escrito. O objetivo do exercício foi explicado verbalmente e foi pedido a cada indivíduo que o executasse. O investigador, que acompanhou os participantes durante todo o teste, forneceu pistas verbais e táteis facilitadoras da correta execução do exercício. O indivíduo considerou-se apto a realizar o exercício em casa quando se mostrou capaz de o levar a cabo de forma correta e sem pistas. O procedimento foi repetido em todos os exercícios. Os participantes foram instruídos a realizar o diariamente plano de exercícios (Nelson-Wong & Callaghan, 2010a).

Como o objetivo de auxiliar os participantes que integraram o grupo Exp foi fornecido um colchão e 2 livros com os exercícios ilustrados e descritos. Nas duas primeiras semanas os participantes deveriam executar os exercícios presentes no livro 1. O livro 2 foi elaborado como progressão ao treino descrito no livro 1, devendo os exercícios nele expressos serem realizados nas duas últimas semanas de intervenção (figura 6). No final da semana 2 teve lugar uma reunião com o investigador a fim de esclarecer dúvidas, acompanhar os participantes na realização dos exercícios e progressão do treino. Durante as 4 semanas em que decorreu o estudo os participantes foram acompanhados semanalmente através de telefonemas, mensagens de texto e sempre que o solicitassem.

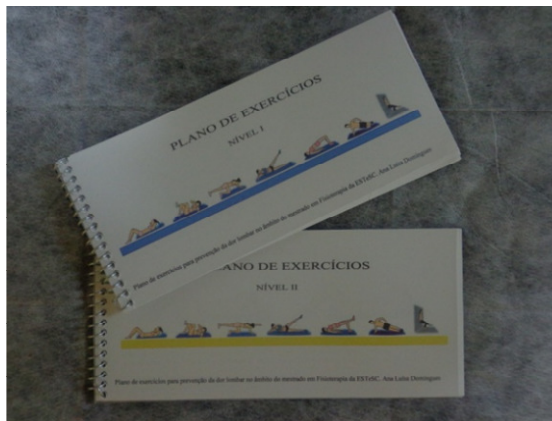


Figura 6 - Livros com o programa de exercícios fornecido aos participantes

Para prosseguir com o treino, teve-se como critério que cada indivíduo tivesse realizado o treino completo pelo menos 4 vezes por semana e não apresentasse dificuldade em completar todas as repetições exigidas (White, Ransdell, Vener, & Flohr, 2005). Aos participantes que não preencheram estes requisitos foi solicitado que mantivessem o mesmo plano de exercícios. No sentido de monitorizar a frequência de treino foi facultado aos participantes uma folha de registo, presente no final de cada livro de exercícios (figura 7).

REGISTO SEMANAL						
Exercício	Dia 1	Dia 2	Dia 3	Dia 4	Dia 5	Dia 6
Abdominais						
Abdominais oblíquos						
Extensão do membro inferior						
Abdução com pés juntos						
Ponte						
Ponte lateral						
Agachamento na parede						

SEMANA 1 | 2

Figura 7 - Folha de registo semanal

Aos participantes que integraram o grupo Cont foi solicitado que mantivessem a sua atividade normal e que não integrassem em algum programa/treino que pudesse influir nos níveis de atividade física durante as 4 semanas do estudo (Nelson-Wong & Callaghan, 2010a).

3.3. Processamento dos dados

3.3.1. Dados EMG - co-ativação muscular durante o teste

A co-ativação bilateral do músculo médio glúteo foi quantificada através cálculo do coeficiente de correlação cruzada (r -value; denominado R_{xy}) (Marshall et al., 2011; Nelson-Wong & Callaghan, 2010b; Nelson-Wong et al., 2008; Nelson-Wong, Howarth, et al., 2009). A correlação cruzada avalia a similaridade na forma de dois sinais desfasados de um intervalo de tempo predefinido (τ). Uma correlação positiva perto da unidade indica que os dois sinais traduzem acontecimentos desfasados no tempo τ , e dizem-se em fase, enquanto uma correlação negativa indica que os sinais estão em oposição de fase, isto é, que quando um sinal é máximo, o outro é mínimo (Nelson-Wong, Howarth, et al., 2009).

Os sinais EMG recolhidos durante o teste foram, filtrados usando um filtro passa-baixo (frequência de corte de 30Hz) para remover o ruído ECG e depois retificados (*full-wave*) e suavizados com filtro passa-alto (filtro *Butterworth* de 4ª ordem com frequência de corte de 6Hz) e normalizados à CMV. Posteriormente, o envelope foi analisado com recurso a uma rotina construída em MatLab para o efeito (*MatLab 8.0, release 2012b, Mathworks, Inc.*) (anexo I).

Para cálculo do coeficiente de correlação cruzada foi usada equação:

$$R_{xy}(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T \frac{x(t)y(t+\tau)dt}{R_{xx}(0)R_{yy}(0)} \quad (1)$$

Onde $R_{xy}(\tau)$ é a correlação cruzada normalizada entre os dois sinais $x(t)$ e $y(t)$ com um desfasamento de τ , que pode assumir valores entre -1 e 1. T Corresponde ao comprimento da gravação. Por definição $R_{xx}(0)$ e $R_{yy}(0)$ são iguais a +1, tendo estas variáveis o efeito de remover as unidades para normalizar o coeficiente resultando em valores entre -1 e +1 (Nelson-Wong, Howarth, et al., 2009).

Para a análise, a função $R_{xy}(\tau)$ foi determinada com desfasamento $\tau = 500 \text{ ms}$. Quando R_{xy} assume um valor positivo os músculos estão a ser ativados em conjunto, ou seja, apresentam um padrão de co-ativação; se R_{xy} apresenta valor negativo indica que um músculo está a ser ativado e

o outro não, o que corresponde a um padrão de ativação recíproca (Nelson-Wong et al., 2008; Nelson-Wong, Howarth, et al., 2009).

Da análise dos 50 indivíduos monitorizados durante as 2 horas, resultaram 8 valores de R_{xy} , correspondentes a cada intervalo de 15 minutos para o par de músculos em análise, para cada dia de teste (t_0 e t_1). Para identificar a presença de co-ativação foi considerada a polaridade de R_{xy} (Nelson-Wong et al., 2008).

3.3.2. Aceleração do CoM – sway postural durante o teste

Para aceder a valores de *sway* postural recorreu-se à quantificação do valor quadrático médio (designado RMS) com recurso à rotina RMS do *software* MatLab (*MatLab 8.0, release 2012b, Mathworks, Inc.*). Antes do processamento, os dados recolhidos pelo acelerómetro 3D foram filtrados com um filtro passa-baixo (frequência de corte de 55Hz). Para o cálculo do RMS de um sinal é usada a equação:

$$xRMS = \sqrt{\frac{1}{n} (x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_n^2)} \quad (2)$$

E para obter o valor de RMS da aceleração resultante ou total:

$$RMStotal = \sqrt{RMS_1^2 + RMS_2^2 + \dots + RMS_N^2} \quad (3)$$

Para o caso em estudo foi usado um acelerómetro 3D. Os índices (1, 2 e 3) correspondem às direções em estudo (x, y e z), respetivamente, cuja unidade é g. Da análise dos 50 indivíduos monitorizados durante as 2 horas, resultaram 8 valores de RMS para cada eixo (RMS_x ; RMS_y ; RMS_z), bem como 8 valores de RMS_{total} .

3.4. Análise Estatística

Para a descrição das variáveis em estudo aplicaram-se medidas estatísticas descritivas tais como as Medidas de Tendência Central e de Dispersão, Frequências Absolutas e Relativas.

Para aplicação de testes de hipóteses recorreu-se à avaliação prévia dos pressupostos das variáveis métricas e que foram:

Simetria - para a avaliação da simetria da distribuição dos dados recorreu-se ao coeficiente de *Skewness* corrigido pelo seu erro padrão. Quando o resultado estimado por este coeficiente está contido entre -1,96 e +1,96 a variável em estudo é considerada Simétrica. Se os valores revelassem ser $>+1,96$ ou $<-1,96$ a variável apresentava uma distribuição assimétrica.

Achatamento – para a avaliação do achatamento da distribuição recorreu-se ao coeficiente de *Kurtosis* corrigido pelo seu erro padrão. Quando o resultado estimado por este coeficiente está contido entre -1,96 e +1,96 a variável em estudo era considerada Mesocúrtica (campanular). Se a distribuição apresentasse um achatamento $>+1,96$ distribuição é classificada como platicúrtica e se apresentar um coeficiente $<-1,96$ estaremos perante uma distribuição leptocúrtica.

Quanto à *distribuição normal*, recorreu-se ao teste não paramétrico Shapiro-Wilk. Este teste foi aplicado por se adequar a amostras ≤ 50 indivíduos.

Homogeneidade de variâncias - para a avaliação da distribuição das variâncias amostrais recorreu-se ao teste Levene. Com base no critério de probabilidades associado a este teste considerou-se a presença de homocedasticidade quando o valor de $p \geq 0,05$.

Os testes estatísticos aplicados para avaliar os objetivos de estudo regeram-se por dois tipos de análise: Bivariada e Multivariada.

A aplicação do teste t-Student para Amostras Independentes teve como princípio a comparação de duas médias de sujeitos independentes (ex: DD/NDD). Para amostras de dimensão inferior a 30 foram testados anteriormente os pressupostos do método previamente enunciados.

Modelo Linear Generalizado, ANOVA para Medidas Repetidas com 8 fatores. Para a correta aplicação do Modelo Linear Generalizado analisou-se os pressupostos deste método, além dos anteriormente enunciados e analisou-se ainda o pressuposto de que a matriz de covariâncias estimada pelo modelo não tem um poder explicativo superior à matriz de Identidade (*Esfericidade*). A validação deste pressuposto foi avaliado com recurso ao “*Teste de Esfericidade de Manchly*”. O

princípio da esfericidade está presente quando todas as variáveis medidas nos indivíduos em estudo estão distribuídas aleatoriamente e com uma variância comum.

Quando não se verifica o pressuposto de esfericidade estimado por *Mauchly* recorre-se ao fator de correção Épsilon proposto por *G.E. Box*. Este fator é um *Índex* inversamente proporcional ao grau de violação da esfericidade. Este índice – Épsilon – assume valores de 1 quando se verifica plenamente o pressuposto de esfericidade. A estatística de Épsilon utilizada foi a de *Huynh-Feldt*. Com base nos valores estimados neste índice o princípio de esfericidade é assumido quando os valores forem $\geq 0,7$.

Para a verificação das diferenças médias dos efeitos isolados (fatores independentes) entre os grupos sobre a variável dependente (*outcome*) recorreu-se ao teste de comparações múltiplas ajustado de *Bonferroni*. Para avaliar o efeito de interação dos fatores na variação média da variável dependente recorreu-se à análise dos contrastes (não planeadas).

A interpretação estatística foi realizada com uma probabilidade de erro de tipo I (α) de 0,05 com um intervalo de confiança de 95%.

O *software* estatístico aplicado ao tratamento dos dados foi o IBM SPSS Statistics v.21.0.

4. RESULTADOS

4.1. Amostra

A amostra dos 50 indivíduos estudados neste trabalho foi classificada como DD/NDD consoante terem ou não desenvolvido dor no decorrer do teste de indução de DL transitória. As características *baseline*, ou seja, antes de se ter iniciado qualquer procedimento de testagem, encontram-se expressas na Tabela 3.

Tabela 3 - Estatística das características *baseline* dos participantes, consoante o grupo DD/NDD.

	Grupo	n	M	DP	p
Idade (anos)	DD	24	24,041	4,525	0,234
	NDD	26	25,615	4,700	
IMC (Kg/m ²)	DD	24	22,330	3,554	0,954
	NDD	26	22,276	3,015	
EVA <i>baseline</i> (mm)	DD	24	0,125	0,612	0,361
	NDD	26	0,500	1,902	
RMQ	DD	24	0,958	1,162	0,217
	NDD	26	0,539	1,208	

IMC=Índice de massa corporal; EVA=Escala Visual Analógica; RMQ=Roland-Morris Questionnaire; M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor.

Segundo a tabela anterior, no início dos procedimentos de testagem não se observaram diferenças estatisticamente significativas ($p \geq 0,05$) entre os grupos DD/NDD, em qualquer uma das variáveis em estudo.

Ao analisar-se a divisão dos participantes por sexo tendo por base a classificação prévia DD/NDD e a divisão feita por grupo de intervenção Cont/Exp (Tabela 4) observa-se uma distribuição equitativa entre os indivíduos DD/NDD, que apesar de não ter sido intencional beneficiou o estudo.

Tabela 4 - Divisão dos participantes por intervenção Cont/Exp consoante o sexo e a presença de dor

		Cont		Exp		Total	
		n	%	n	%	n	%
DD	Homens	3	14	5	18	8	16
	Mulheres	6	27	10	36	16	32
	Total	9	41	15	54	24	48
NDD	Homens	4	18	7	25	11	22
	Mulheres	9	41	6	21	15	30
	Total	13	59	13	46	26	52
Total		22	100	28	100	50	100

DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controlo; Exp=experimental.

Segundo a tabela anterior, 48% dos participantes envolvidos no estudo desenvolveram DL quando sujeitos ao teste de indução de DL transitória. No que respeita ao sexo, foi mais frequente a participação de indivíduos do sexo feminino do que do sexo masculino neste estudo. Na distribuição dos participantes por sexo entre grupos e intervenção, o grupo DD_{Cont} foi composto por mais mulheres (n=6) que homens (n=3). O grupo DD_{Exp} apresentou resultados semelhantes, onde as mulheres (n=10) estiveram em maior frequência do que os homens (n=5). Para os indivíduos NDD, o grupo Cont é na sua maioria composto por mulheres (n=9), apresentando apenas 4 elementos masculinos, enquanto o grupo Exp se mostra mais equivalente entre sexos, com 6 mulheres e 7 homens.

4.2. Intensidade da dor

Neste ponto do trabalho propôs-se compreender e descrever de uma forma breve e sucinta as diferenças existentes nos valores máximos da intensidade da dor em função das várias categorias analisadas no decorrer deste trabalho. Como tal, analisou-se as diferenças entre as médias da intensidade máxima da dor registadas pelos indivíduos de acordo com o sexo, com o grupo DD/NDD e com o grupo de intervenção Cont/Exp, no primeiro dia de teste (t_0). Os resultados encontram-se expressos na Tabela 5.

Tabela 5 - Teste t-Student para amostras independentes. EVA (mm) em função do sexo, grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp

			EVA
Sexo	Mulher	M	11,226
		DP	11,345
	Homem	M	11,000
		DP	11,590
	p		0,946
Grupo	DD	M	20,333
		DP	9,725
	NDD	M	2,654
		DP	2,856
	p		0,001*
Intervenção	Cont	M	11,091
		DP	13,266
	Exp	M	11,179
		DP	9,783
	p		0,797

EVA=Escala Visual Analógica (mm); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controle; Exp=experimental. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Os resultados da Tabela 5 mostram que ao nível do sexo dos indivíduos em estudo, não se verificaram diferenças significativas entre homens e mulheres ($p \geq 0,05$) no que respeita à intensidade da dor após o teste em t_0 .

Como seria de esperar, a comparação do comportamento da intensidade da dor em função do grupo DD/NDD revelou diferenças significativas ($p < 0,05$) entre estes, com o grupo DD a registar um valor médio superior ao expresso pelo grupo NDD.

Quanto ao grupo de intervenção no qual os indivíduos foram aleatoriamente distribuídos, também não se registaram diferenças estatisticamente significativas ($p \geq 0,05$) entre os dois grupos relativamente à intensidade da dor.

Como forma de melhor compreender de que modo é que os sexos se distribuem entre os grupos DD/NDD e se existem diferenças entre estes no que respeita ao valor da intensidade da dor, os resultados foram dispostos segundo a Tabela 6.

Tabela 6 - Teste t-Student para amostras independentes. EVA (mm) por sexo, ajustado ao grupo DD/NDD

			EVA
DD	Mulher	M	19,313
		DP	10,397
	Homem	M	22,375
		DP	8,484
	p		0,479
NDD	Mulher	M	2,600
		DP	2,354
	Homem	M	2,727
		DP	3,552
	p		0,913

EVA=Escala Visual Analógica (mm); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controle; Exp=experimental.

O teste de comparação de médias efetuado revelou que a divisão dos indivíduos por sexo, tanto no grupo DD como no grupo NDD, não indica a existência de diferenças significativas entre homens e mulheres ($p \geq 0,05$) no que concerne à intensidade da dor.

Também foi avaliado o valor da intensidade da dor consoante a intervenção Cont/Exp, ajustado ao grupo DD/NDD. Os resultados encontram-se expressos na Tabela 7.

Tabela 7 - Teste t-Student para amostras independentes. EVA (mm) por intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD

			EVA
DD	Cont	M	23,556
		DP	12,461
	Exp	M	18,400
		DP	7,481
	p		0,216
NDD	Cont	M	2,462
		DP	2,696
	Exp	M	2,846
		DP	3,105
	p		0,739

EVA=Escala Visual Analógica (mm); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controle; Exp=experimental.

A tabela anterior mostra não existirem diferenças estatisticamente significativas ($p \geq 0,05$) no valor da intensidade da dor, entre indivíduos pertencentes ao grupo de intervenção Cont/Exp tanto nos indivíduos do grupo DD como nos do grupo NDD.

Por fim, procurou-se perceber se existia diferenças na intensidade da dor entre homens e mulheres dentro dos grupos de intervenção Cont/Exp, distribuídos por grupos DD/NDD. Os resultados encontram-se expressos na Tabela 8.

Tabela 8 - Teste t-Student para amostras independentes. EVA (mm) entre sexos em função da intervenção Cont/Exp e ajustado ao grupo DD/NDD

				EVA
DD	Cont	Mulher	M	25,167
			DP	14,851
		Homem	M	20,333
			DP	6,807
		p		0,617
	Exp	Mulher	M	15,800
			DP	4,590
		Homem	M	23,600
			DP	9,889
		p		0,053
NDD	Cont	Mulher	M	2,778
			DP	2,438
		Homem	M	1,750
			DP	3,500
		p		0,549
	Exp	Mulher	M	2,333
			DP	2,422
		Homem	M	3,286
			DP	3,729
		p		0,604

EVA=Escala Visual Analógica (mm); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controle; Exp=experimental.

Segundo a tabela anterior, as mulheres DD_{Cont} expressaram um valor médio de intensidade da dor superior ao dos homens DD_{Cont} no decorrer do teste, sem que contudo essa diferença se tenha mostrado significativa ($p \geq 0,05$). Para os indivíduos do grupo DD_{Exp} os homens revelaram um valor médio de intensidade da dor superior ao das mulheres, em iguais condições. Contudo, também para este grupo as diferenças entre sexos não foram estatisticamente significativas ($p \geq 0,05$).

No que diz respeito ao sexo, no grupo NDD constatou-se que este repete o padrão do grupo DD, onde as mulheres NDD_{Cont} expressaram um valor de intensidade da dor superior ao dos homens NDD_{Cont}, sem que contudo sejam valores significativamente diferentes ($p \geq 0,05$), bem como para os indivíduos do grupo NDD_{Exp}, onde os homens apresentaram um valor de intensidade da dor superior ao das mulheres, igualmente sem qualquer diferença estatística ($p \geq 0,05$). Estes resultados

eram expectáveis uma vez que a divisão entre grupos de intervenção Cont/Exp foi uma divisão aleatória.

4.3. Co-ativação bilateral do músculo médio glúteo durante o teste

Neste trabalho foi avaliada a co-ativação bilateral do músculo MG no decorrer do teste. O valor de co-ativação foi acedido através do coeficiente de correlação cruzada (R_{xy}) e pretendeu-se compreender de que forma os valores médios estimados de co-ativação bilateral do músculo MG se comportaram em cada momento durante o decorrer do teste em função do sexo do indivíduo, do grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp, no primeiro dia de teste (t_0). Importa relembrar que os resultados foram registados de forma contínua durante um período de 2 horas e divididos por blocos de 15 minutos, correspondendo o bloco “15 min” ao valor R_{xy} estimado no intervalo entre o início do teste e o minuto 15 e assim sucessivamente. Os blocos de tempo considerados são chamados de “momento”, sendo que a totalidade do teste compreende 8 momentos diferentes. Os resultados encontram-se expressos na Tabela 9.

Tabela 9 - Teste t-Student para amostras independentes. R_{xy} em função do sexo, grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp

			R _{xy}							
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min
Sexo	Mulher	M	0,185	0,164	0,160	0,152	0,167	0,139	0,126	0,138
		DP	0,398	0,421	0,414	0,398	0,380	0,395	0,402	0,389
	Homem	M	0,025	0,092	0,075	0,072	0,074	0,072	0,071	0,081
		DP	0,417	0,463	0,391	0,371	0,395	0,387	0,378	0,344
Grupo	p		0,182	0,578	0,475	0,479	0,410	0,558	0,630	0,599
		DD	M	0,178	0,199	0,181	0,180	0,165	0,153	0,165
	DP		0,403	0,423	0,374	0,369	0,370	0,352	0,376	0,358
	NDD	M	0,074	0,080	0,078	0,068	0,101	0,077	0,051	0,060
		DP	0,414	0,444	0,430	0,401	0,402	0,424	0,403	0,380
	P		0,372	0,337	0,373	0,310	0,564	0,497	0,306	0,262
Intervenção	Cont	M	0,140	0,126	0,141	0,118	0,160	0,125	0,102	0,116
		DP	0,421	0,412	0,405	0,388	0,368	0,373	0,396	0,357
	Exp	M	0,111	0,145	0,117	0,125	0,109	0,105	0,108	0,117
		DP	0,404	0,458	0,410	0,391	0,402	0,408	0,393	0,387
	p		0,810	0,879	0,837	0,949	0,646	0,860	0,955	0,988

R_{xy} =coeficiente de correlação cruzada que quantifica a co-ativação bilateral do músculo MG; M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controlo; Exp=experimental.

Como se pode observar ao nível do sexo dos indivíduos, no que diz respeito aos valores estimados de co-ativação do músculo MG, não se verificaram diferenças significativas entre homens e

mulheres ($p \geq 0,05$) em qualquer momento do teste. No entanto, importa referir que no decorrer do teste o grupo feminino expressou, em média, valores de co-ativação superiores ao grupo masculino.

A avaliação do comportamento dos valores de co-ativação do músculo MG em função do grupo DD/NDD revelou que os indivíduos DD apresentaram valores de co-ativação superiores face ao grupo NDD. Este padrão mostrou-se constante em todos os momentos de avaliação apesar de não se observarem diferenças estatisticamente significativas ($p \geq 0,05$) nos diferentes momentos de avaliação no tempo entre os grupos considerados.

Quanto ao grupo de intervenção no qual os indivíduos foram distribuídos, não se registaram diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos ($p \geq 0,05$) relativamente aos valores de co-ativação em momento algum no decorrer do teste, como seria de esperar dada a divisão aleatória entre grupo Cont/Exp a que os indivíduos foram sujeitos. Como tal não se verificaram diferenças significativas entre qualquer um dos grupos estabelecidos durante o decorrer do teste no tempo t_0 .

Como forma de melhor compreender de que modo é que as mulheres e homens se comportaram durante o decorrer do teste e se existem diferenças significativas dentre os grupos DD/NDD, a Tabela 10 expressa o valor estimado da co-ativação bilateral do músculo MG a cada momento do teste por sexo dos indivíduos, ajustado ao grupo DD/NDD.

Tabela 10 - Teste t-Student para amostras independentes. R_{xy} por sexo, ajustado ao grupo DD/NDD

			R_{xy}							
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min
DD	Mulher	M	0,207	0,230	0,194	0,196	0,187	0,157	0,174	0,188
		DP	0,409	0,430	0,408	0,404	0,382	0,361	0,400	0,395
	Homem	M	0,121	0,136	0,155	0,147	0,120	0,146	0,147	0,158
		DP	0,411	0,431	0,318	0,300	0,365	0,360	0,346	0,291
	p		0,632	0,617	0,815	0,767	0,683	0,948	0,872	0,848
NDD	Mulher	M	0,161	0,093	0,123	0,106	0,146	0,121	0,075	0,085
		DP	0,396	0,413	0,431	0,399	0,390	0,441	0,413	0,389
	Homem	M	-0,045	0,061	0,016	0,017	0,040	0,018	0,017	0,025
		DP	0,426	0,504	0,443	0,416	0,430	0,414	0,407	0,381
	p		0,217	0,860	0,544	0,586	0,519	0,552	0,723	0,699

R_{xy} =coeficiente de correlação cruzada que quantifica a co-ativação bilateral do músculo MG; M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controlo; Exp=experimental.

Como se pode observar, os indivíduos do grupo DD_{mulheres} apresentaram valores médios de co-ativação superiores ao longo dos momentos de avaliação temporal comparativamente ao grupo

DD_{homens}. No entanto, apesar da diferença média de co-ativação ser mais elevada nas mulheres do grupo DD, esta diferença não se mostrou significativa ($p \geq 0,05$). O comportamento da co-ativação nos indivíduos do grupo NDD foi semelhante ao observado no grupo DD quando comparados os sexos ($p \geq 0,05$).

Também foi comparado o valor estimado da co-ativação bilateral do músculo MG consoante a intervenção Cont/Exp, ajustado ao grupo DD/NDD. Os resultados encontram-se expressos na Tabela 11.

Tabela 11 - Teste t-Student para amostras independentes. R_{xy} por intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD

			R_{xy}							
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min
DD	Cont	M	0,102	0,141	0,118	0,132	0,146	0,097	0,098	0,128
		DP	0,431	0,457	0,390	0,396	0,383	0,323	0,413	0,324
	Exp	M	0,224	0,234	0,219	0,209	0,176	0,187	0,204	0,208
		DP	0,393	0,414	0,372	0,363	0,375	0,376	0,360	0,384
	p		0,485	0,614	0,534	0,632	0,857	0,558	0,515	0,605
NDD	Cont	M	0,166	0,116	0,157	0,108	0,169	0,144	0,104	0,107
		DP	0,430	0,397	0,429	0,399	0,373	0,417	0,402	0,390
	Exp	M	-0,018	0,043	-0,001	0,028	0,032	0,010	-0,003	0,012
		DP	0,392	0,501	0,434	0,414	0,434	0,438	0,413	0,378
	p		0,264	0,685	0,361	0,620	0,396	0,433	0,509	0,534

R_{xy} =coeficiente de correlação cruzada que quantifica a co-ativação bilateral do músculo MG; M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controlo; Exp=experimental.

Analisando a tabela anterior, os indivíduos por grupo DD/NDD segundo a intervenção Cont/Exp, mostram ser semelhantes não se verificando diferenças estatisticamente significativas ($p \geq 0,05$) ao nível da co-ativação do músculo MG em qualquer momento no decorrer do teste, no tempo t_0 .

À semelhança da análise feita quanto à intensidade da dor, procurou-se comparar o valor estimado da co-ativação bilateral do músculo MG nos diferentes momentos do teste entre sexos, em função da intervenção Cont/Exp e ajustando ao grupo DD/NDD. Os resultados encontram-se expressos na Tabela 12.

Tabela 12 - Teste t-Student para amostras independentes. R_{xy} entre sexos em função da intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD

			R _{xy}									
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min		
DD	Cont	Mulher	M	0,194	0,268	0,186	0,211	0,259	0,153	0,169	0,179	
			DP	0,443	0,448	0,445	0,432	0,382	0,321	0,443	0,365	
		Homem	M	-0,083	-0,114	-0,017	-0,025	-0,079	-0,016	-0,042	0,026	
			DP	0,421	0,431	0,271	0,321	0,328	0,360	0,383	0,251	
		p		0,398	0,262	0,499	0,436	0,235	0,496	0,507	0,540	
		Exp	Mulher	M	,0214	0,208	0,199	0,188	0,144	0,158	0,177	0,194
	DP			0,412	0,441	0,409	0,411	0,396	0,400	0,397	0,432	
	Homem		M	0,243	0,286	0,258	0,251	0,239	0,243	0,260	0,237	
			DP	0,397	0,397	0,323	0,282	0,364	0,360	0,306	0,310	
	p		0,900	0,744	0,783	0,763	0,659	0,696	0,690	0,847		
	NDD		Cont	Mulher	M	0,301	0,226	0,284	0,234	0,288	0,264	0,221
		DP			0,390	0,375	0,412	0,391	0,327	0,403	0,403	0,401
Homem		M		-0,137	-0,132	-0,129	-0,174	-0,098	-0,126	-0,158	-0,113	
		DP		0,395	0,370	0,356	0,278	0,365	0,347	0,283	0,296	
p		0,090		0,140	0,111	0,089	0,084	0,124	0,120	0,187		
Exp		Mulher		M	-0,049	-0,106	-0,118	-0,086	-0,068	-0,094	-0,143	-0,095
			DP	0,327	0,416	0,364	0,359	0,404	0,437	0,350	0,320	
		Homem	M	0,008	0,171	0,100	0,126	0,119	0,100	0,117	0,104	
			DP	0,465	0,562	0,491	0,460	0,470	0,452	0,451	0,423	
		p		0,807	0,340	0,389	0,381	0,463	0,451	0,276	0,368	

R_{xy} =coeficiente de correlação cruzada que quantifica a co-ativação bilateral do músculo MG; M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controlo; Exp=experimental.

Também neste caso não se verificaram diferenças significativas ($p \geq 0,05$) nos valores médios de co-ativação do músculo MG entre sexos no grupo DD_{Cont} e no grupo DD_{Exp} em qualquer momento do teste.

No que diz respeito aos indivíduos do grupo NDD, as diferenças médias dos valores de co-ativação bilateral do músculo MG por sexo revelam que nos momentos considerados não houve diferenças estatisticamente significativas ($p \geq 0,05$) em qualquer dos grupos Cont/Exp entre homens e mulheres.

4.4. Aceleração do CoM - *sway* postural durante o teste

Neste trabalho foi também avaliada a aceleração do CoM no decorrer do teste, quantificada pelo valor quadrático médio (RMS). A aceleração do CoM é tida como medida de *sway* postural e foi obtida através de um acelerómetro 3D, registando-se valores desta variável nos 3 eixos (x, y e z). O eixo x (RMS_x) diz respeito à aceleração no plano frontal; o eixo y (RMS_y) refere-se à aceleração em altura e por fim, o eixo z (RMS_z) diz respeito à aceleração no plano sagital. Além destes, e no sentido de compreender o padrão global de *sway* postural, efetuou-se o somatório dos eixos,

tendo-se obtido um valor de *sway* postural resultante ou total (RMSt). Importa também referir que, mais uma vez, os resultados foram registados de forma contínua pelo período de 2 horas e que se encontram expressos em blocos de 15 minutos, correspondendo o bloco “15 min” ao valor RMS no intervalo entre o início do teste e o minuto 15 e assim sucessivamente. Também neste caso, e à semelhança da variável anterior, os blocos de tempo são designados por “momento”, sendo que a totalidade do teste compreende 8 momentos diferentes.

4.4.1. *Sway* postural no eixo x

Nesta parte do estudo pretendeu-se compreender como os valores médios de *sway* postural no eixo x (RMS_x) se comportaram a cada momento no decorrer do teste em função do sexo do indivíduo, do grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp no primeiro dia de teste (t₀), à semelhança das análises feitas às variáveis intensidade da dor, EVA e R_{xy}. Os resultados encontram-se expressos na Tabela 13.

Tabela 13 - Teste: t-Student para amostras independentes. RMS_x (g) em função do sexo, grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp

			RMS _x							
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min
Sexo	Mulher	M	0,035	0,017	0,020	0,020	0,020	0,021	0,022	0,024
		DP	0,001	0,020	0,032	0,028	0,031	0,031	0,031	0,036
	Homem	M	0,036	0,013	0,014	0,015	0,017	0,018	0,017	0,016
		DP	0,003	0,005	0,007	0,009	0,008	0,008	0,007	0,007
	p		0,138	0,394	0,362	0,392	0,363	0,644	0,432	0,331
Grupo	DD	M	0,036	0,020	0,025	0,024	0,026	0,026	0,027	0,030
		DP	0,002	0,022	0,036	0,031	0,034	0,035	0,034	0,040
	NDD	M	0,035	0,011	0,011	0,013	0,012	0,014	0,014	0,013
		DP	0,002	0,004	0,005	0,006	0,004	0,006	0,004	0,005
	p		0,360	0,050	0,065	0,068	0,056	0,085	0,047*	0,044*
Intervenção	Cont	M	0,035	0,019	0,024	0,021	0,022	0,024	0,023	0,026
		DP	0,002	0,023	0,037	0,033	0,036	0,036	0,036	0,042
	Exp	M	0,035	0,012	0,013	0,016	0,016	0,018	0,018	0,017
		DP	0,002	0,005	0,007	0,009	0,009	0,009	0,008	0,010
	p		0,917	0,101	0,162	0,384	0,387	0,405	0,492	0,285

RMS_x= *sway* postural no eixo x (g); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controlo; Exp=experimental. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Como se pode observar, ao nível do sexo dos indivíduos não se verificaram diferenças significativas ($p \geq 0,05$) na média dos valores estimados de *sway* no eixo x, em algum momento do teste, apesar dos valores registados pelos indivíduos do sexo feminino serem consistentemente superiores aos do sexo masculino.

A avaliação do comportamento dos valores estimados de *sway* postural no eixo x em função do grupo DD/NDD revelou que os indivíduos do grupo DD apresentam valores superiores ao grupo NDD a partir do segundo momento do teste, inclusive; no entanto estes valores não se podem considerar estatisticamente significativos até aos minutos 105 e 120. A diferença entre o grupo DD/NDD, ainda que presente de forma consistente ao longo do tempo de teste, apenas foi estatisticamente significativa nos dois últimos momentos do teste (minutos 105 e 120) ($p < 0,05$).

Quanto ao grupo de intervenção no qual os indivíduos foram distribuídos, não se registaram diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos ($p \geq 0,05$) relativamente aos valores de *sway* postural em momento algum no decorrer do teste, como seria de esperar dada a divisão aleatória entre grupo Cont/Exp a que os indivíduos foram sujeitos.

Como forma de avaliar a existência de diferenças no valor médio estimado do *sway* postural no eixo x a cada momento do teste, por sexo dos indivíduos quando distribuídos pelos grupos DD/NDD, realizou-se uma série de testes de t-Student e os resultados encontram-se expressos na Tabela 14.

Tabela 14 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_x (g) por sexo, ajustado ao grupo DD/NDD

			RMS _x							
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min
DD	Mulher	M	0,035	0,022	0,029	0,028	0,028	0,030	0,031	0,035
		DP	0,001	0,026	0,043	0,037	0,042	0,042	0,041	0,048
	Homem	M	0,036	0,015	0,016	0,017	0,020	0,020	0,021	0,018
		DP	0,003	0,006	0,009	0,012	0,010	0,010	0,009	0,009
	p		0,273	0,445	0,394	0,467	0,601	0,534	0,502	0,338
NDD	Mulher	M	0,035	0,011	0,011	0,013	0,011	0,013	0,014	0,013
		DP	0,001	0,004	0,004	0,006	0,004	0,004	0,005	0,005
	Homem	M	0,036	0,011	0,012	0,013	0,014	0,017	0,014	0,014
		DP	0,003	0,005	0,005	0,007	0,005	0,007	0,004	0,004
	p		0,272	0,817	0,626	0,989	0,139	0,082	0,801	0,329

RMS_x = *sway* postural no eixo x (g); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controlo; Exp=experimental.

Aquando da análise dos resultados apresentados na tabela anterior, pode observar-se que os indivíduos do grupo DD apresentaram valores médios de *sway* postural no eixo x consistentemente mais elevados nas mulheres que nos homens para a maior parte dos momentos do teste. No entanto, apesar de observada a diferença entre os valores médios de *sway* postural, esta diferença não se mostrou estatisticamente significativa ($p \geq 0,05$). No grupo NDD os valores médios de *sway* postural no eixo x são semelhantes entre sexos, e por conseguinte sem diferenças estatisticamente significativas ($p \geq 0,05$).

Também foi comparado o valor estimado de *sway* postural no eixo x consoante a intervenção Cont/Exp, quando divididos nos grupos, DD/NDD. Os resultados encontram-se expressos na Tabela 15.

Tabela 15 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_x (g) por intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD

			RMS _x							
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min
DD	Cont	M	0,036	0,031	0,040	0,034	0,036	0,037	0,036	0,043
		DP	0,002	0,033	0,056	0,049	0,054	0,056	0,055	0,063
	Exp	M	0,035	0,013	0,016	0,018	0,019	0,020	0,022	0,022
		DP	0,001	0,006	0,008	0,011	0,011	0,011	0,009	0,011
	p		0,435	0,047*	0,105	0,248	0,246	0,282	0,351	0,204
NDD	Cont	M	0,035	0,011	0,012	0,013	0,012	0,014	0,014	0,014
		DP	0,001	0,003	0,005	0,006	0,004	0,006	0,005	0,005
	Exp	M	0,035	0,011	0,011	0,012	0,012	0,014	0,013	0,012
		DP	0,003	0,005	0,004	0,006	0,005	0,006	0,004	0,004
	p		0,504	0,754	0,440	0,953	0,969	0,876	0,709	0,306

RMS_x= *sway* postural no eixo x (g); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controlo; Exp=experimental. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Segundo a tabela anterior, os indivíduos do grupo DD_{Exp} apresentam valores médios de *sway* postural no eixo x inferiores aos indivíduos DD_{Cont} no decorrer de todo o teste, tendo estas diferenças sido estatisticamente significativas no momento 30 do teste ($p<0,05$). Ao comparar dentro do grupo NDD os indivíduos pertencentes à intervenção Cont com o Exp, verificou-se que estes indivíduos apresentam valores médios de *sway* postural muito semelhantes ($p\geq 0,05$) entre si em todos os momentos do teste.

Por fim, procurou-se comparar o valor estimado do *sway* postural no eixo x nos diferentes momentos do teste entre sexos, em função da intervenção Cont/Exp e ajustado ao grupo DD/NDD. Os resultados encontram-se expressos na Tabela 16.

Tabela 16 - Teste: t-Student para amostras independentes. RMS_x (g) entre sexos em função da intervenção Cont/Exp e ajustado ao grupo DD/NDD

			RMS _x									
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min		
DD	Cont	Mulher	M	0,035	0,038	0,055	0,045	0,044	0,046	0,047	0,058	
			DP	0,001	0,038	0,065	0,058	0,066	0,068	0,067	0,075	
		Homem	M	0,037	0,016	0,011	0,012	0,020	0,017	0,014	0,013	
			DP	0,004	0,009	0,005	0,003	0,017	0,015	0,004	0,003	
	p			0,191	0,369	0,301	0,371	0,569	0,505	0,430	0,342	
	Exp	Mulher	M	0,035	0,012	0,014	0,017	0,019	0,020	0,021	0,021	
			DP	0,001	0,006	0,007	0,010	0,013	0,012	0,010	0,012	
		Homem	M	0,035	0,014	0,019	0,021	0,020	0,022	0,025	0,022	
			DP	0,002	0,005	0,010	0,014	0,004	0,006	0,009	0,010	
	p				0,995	0,620	0,339	0,539	0,792	0,779	0,489	0,965
NDD	Cont	Mulher	M	0,035	0,011	0,012	0,013	0,012	0,013	0,014	0,014	
			DP	0,001	0,003	0,005	0,006	0,005	0,005	0,005	0,005	
		Homem	M	0,035	0,012	0,013	0,011	0,013	0,018	0,014	0,016	
			DP	0,001	0,005	0,006	0,007	0,004	0,007	0,005	0,006	
	p				0,749	0,561	0,904	0,620	0,907	0,177	0,891	0,524
	Exp	Mulher	M	0,034	0,011	0,010	0,012	0,010	0,012	0,013	0,011	
			DP	0,001	0,005	0,003	0,005	0,001	0,003	0,004	0,005	
		Homem	M	0,036	0,011	0,012	0,013	0,015	0,016	0,014	0,014	
			DP	0,003	0,005	0,005	0,007	0,006	0,008	0,003	0,004	
	p				0,307	0,969	0,386	0,649	0,062	0,262	0,720	0,261

RMS_x = *sway* postural no eixo x (g); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controle; Exp=experimental.

Segundo a tabela anterior, os indivíduos do sexo feminino, integrados no grupo DD_{Cont} apresentam valores médios de *sway* postural no eixo x mais elevados que o grupo DD_{Cont} do sexo masculino, à semelhança do que ocorreu nas variáveis analisadas anteriormente. No entanto, as diferenças médias por sexo não foram estatisticamente significativas ($p \geq 0,05$) dentro do grupo DD_{cont} . No grupo DD_{Exp} os valores médios de *sway* postural no eixo x são muito semelhantes entre mulheres e homens ($p \geq 0,05$) em todos os momentos do teste.

No que diz respeito aos indivíduos do grupo NDD, os valores médios de *sway* postural nos diferentes momentos do teste não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre sexos ($p \geq 0,05$), tanto em NDD_{Cont} como em NDD_{Exp} .

4.4.2. *Sway* postural no eixo y

Nesta parte do estudo pretendeu-se compreender de que modo os indivíduos se comportam no que respeita aos valores médios de *sway* postural no eixo y (RMS_y) em cada momento no decorrer do teste em função do sexo, do grupo DD/NDD e da intervenção Cont/Exp, no primeiro dia de teste (t_0). Os resultados encontram-se expressos na Tabela 17.

Tabela 17 - Teste: t-Student para amostras independentes. RMS_y (g) em função do sexo, grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp

			RMS _y							
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min
Sexo	Mulher	M	0,040	0,010	0,013	0,014	0,016	0,016	0,017	0,018
		DP	0,000	0,007	0,011	0,012	0,015	0,016	0,015	0,016
	Homem	M	0,039	0,010	0,013	0,014	0,016	0,016	0,017	0,017
		DP	0,001	0,005	0,005	0,005	0,008	0,008	0,007	0,006
	p		0,134	0,984	0,992	0,970	0,945	0,971	0,988	0,782
Grupo	DD	M	0,040	0,011	0,015	0,015	0,018	0,019	0,019	0,019
		DP	0,001	0,007	0,012	0,013	0,017	0,018	0,017	0,017
	NDD	M	0,040	0,010	0,012	0,013	0,014	0,014	0,015	0,016
		DP	0,001	0,005	0,005	0,006	0,006	0,006	0,006	0,006
	p		0,871	0,487	0,217	0,431	0,213	0,229	0,333	0,354
Intervenção	Cont	M	0,040	0,012	0,016	0,016	0,019	0,020	0,020	0,020
		DP	0,001	0,008	0,012	0,013	0,018	0,019	0,018	0,018
	Exp	M	0,040	0,009	0,011	0,013	0,013	0,013	0,015	0,015
		DP	0,001	0,004	0,005	0,006	0,005	0,006	0,006	0,006
	p		0,896	0,089	0,082	0,184	0,089	0,095	0,188	0,174

RMS_y= *sway* postural no eixo y (g); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controle; Exp=experimental.

Mais uma vez, como se pode observar pela tabela, não se verificaram diferenças médias significativas entre mulheres e homens no que diz respeito aos valores estimados de *sway* postural no eixo y em qualquer momento no decorrer da avaliação ($p \geq 0,05$). De realçar até que os valores médios de *sway* postural são semelhantes entre mulheres e homens, ao contrário do que ocorreu no *sway* postural no eixo do x.

O comportamento dos valores médios de *sway* postural no eixo y em função do grupo DD/NDD seguiu a mesma tendência observada relativamente ao sexo, em particular, valores médios próximos entre os indivíduos dos grupos DD e NDD ($p \geq 0,05$).

Por fim, a avaliação da variação média do *sway* postural no eixo y em função dos grupos de intervenção revelou igualmente que não há diferenças médias significativas entre estes em qualquer momento de avaliação no tempo ($p \geq 0,05$).

Como forma de melhor compreender os resultados, a Tabela 18 expressa o valor estimado do *sway* postural no eixo y a cada momento do teste por sexo dos indivíduos, ajustado ao grupo DD/NDD.

Tabela 18 - Teste: t-Student para amostras independentes. RMS_y (g) por sexo, ajustado ao grupo DD/NDD

			RMS _y							
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min
DD	Mulher	M	0,040	0,011	0,015	0,016	0,018	0,019	0,019	0,020
		DP	0,000	0,008	0,014	0,015	0,020	0,021	0,020	0,021
	Homem	M	0,039	0,011	0,014	0,015	0,018	0,019	0,018	0,017
		DP	0,001	0,006	0,006	0,006	0,011	0,011	0,009	0,007
	p		0,105	0,954	0,880	0,901	0,999	0,995	0,885	0,713
NDD	Mulher	M	0,040	0,010	0,011	0,013	0,013	0,014	0,015	0,015
		DP	0,000	0,006	0,006	0,007	0,007	0,007	0,007	0,007
	Homem	M	0,039	0,010	0,012	0,014	0,014	0,015	0,016	0,016
		DP	0,002	0,004	0,004	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005
	p		0,399	0,951	0,585	0,633	0,899	0,689	0,571	0,685

RMS_y= sway postural no eixo y (g); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controle; Exp=experimental.

Como se pode observar na tabela anterior, os indivíduos do grupo DD não apresentam diferenças significativas ($p \geq 0,05$) consoante o sexo para os valores do sway postural no eixo y, mantendo-se os valores entre mulheres e homens muito próximos nos diferentes momentos no decorrer do teste. Este comportamento do sway postural está igualmente presente nos indivíduos do grupo NDD ($p \geq 0,05$).

Também foi comparado o valor estimado de sway postural no eixo y consoante a intervenção Cont/Exp, ajustado ao grupo DD/NDD. Os resultados encontram-se expressos na Tabela 19.

Tabela 19 - Teste: t-Student para amostras independentes. RMS_y (g) por intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD

			RMS _y							
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min
DD	Cont	M	0,039	0,014	0,020	0,020	0,025	0,026	0,025	0,026
		DP	0,001	0,010	0,017	0,019	0,026	0,027	0,026	0,027
	Exp	M	0,040	0,009	0,012	0,013	0,014	0,014	0,015	0,015
		DP	0,000	0,004	0,005	0,006	0,006	0,006	0,007	0,006
	p		0,239	0,113	0,086	0,181	0,119	0,113	0,144	0,135
	Cont	M	0,040	0,011	0,013	0,014	0,015	0,015	0,016	0,016
DP		0,000	0,006	0,006	0,007	0,007	0,007	0,007	0,007	
NDD	Exp	M	0,039	0,009	0,011	0,013	0,012	0,013	0,015	0,015
		DP	0,002	0,004	0,004	0,005	0,005	0,005	0,005	0,006
	p		0,480	0,388	0,376	0,588	0,216	0,290	0,782	0,770
	RMS _y = sway postural no eixo y (g); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controle; Exp=experimental.									

Segundo os resultados expressos na tabela, os indivíduos do grupo DD_{Cont} expressaram valores médios de sway postural no eixo y superiores aos indivíduos do grupo DD_{Exp} em cada um dos momentos do teste; porém, as diferenças médias não foram significativas no decorrer do teste

($p \geq 0,05$). De forma semelhante, a comparação dos indivíduos NDD_{Cont} e NDD_{Exp} revelou que os valores médios de *sway* postural apresentados não apresentam diferenças significativas ($p \geq 0,05$) entre grupos no decorrer do teste, e que portanto os grupos são semelhantes entre si.

Por último, comparou-se o valor estimado do *sway* postural no eixo y nos diferentes momentos do teste entre sexos, em função da intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD. Os resultados encontram-se apresentados na tabela Tabela 20.

Tabela 20 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_y (g) entre sexos em função da intervenção Cont/Exp e ajustado ao grupo DD/NDD

			RMS _y								
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min	
DD	Cont	Mulher	M	0,040	0,013	0,022	0,021	0,026	0,027	0,027	0,029
			DP	0,000	0,012	0,022	0,024	0,032	0,034	0,033	0,033
		Homem	M	0,039	0,015	0,017	0,018	0,025	0,025	0,022	0,020
			DP	0,002	0,005	0,005	0,004	0,013	0,012	0,009	0,003
	Exp	p		0,170	0,868	0,754	0,860	0,962	0,924	0,831	0,676
			Mulher	M	0,040	0,009	0,011	0,013	0,014	0,014	0,014
		DP		0,000	0,004	0,005	0,006	0,005	0,005	0,006	0,005
		Homem	M	0,040	0,009	0,012	0,013	0,014	0,015	0,015	0,015
			DP	0,000	0,006	0,007	0,007	0,008	0,009	0,009	0,008
		p		0,395	0,852	0,674	0,898	0,858	0,714	0,823	0,842
NDD	Cont	Mulher	M	0,040	0,010	0,012	0,014	0,014	0,014	0,015	0,016
			DP	0,000	0,007	0,007	0,008	0,008	0,009	0,009	0,009
		Homem	M	0,040	0,011	0,013	0,014	0,016	0,017	0,017	0,017
			DP	0,000	0,003	0,003	0,003	0,003	0,003	0,003	0,003
	Exp	p		0,463	0,876	0,797	0,917	0,668	0,527	0,669	0,789
			Mulher	M	0,040	0,009	0,009	0,011	0,012	0,012	0,014
		DP		0,000	0,003	0,003	0,004	0,004	0,005	0,005	0,005
		Homem	M	0,039	0,009	0,012	0,014	0,012	0,013	0,016	0,016
			DP	0,002	0,005	0,005	0,006	0,006	0,006	0,006	0,006
		p		0,633	0,819	0,347	0,416	0,898	0,807	0,643	0,685

RMS_y = *sway* postural no eixo y (g); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controle; Exp=experimental.

Segundo a Tabela 20, os indivíduos do sexo feminino, integrados no grupo DD_{Cont} apresentaram os valores médios de *sway* postural no eixo y equivalentes aos do grupo DD_{Cont} do sexo masculino ($p \geq 0,05$) em todos os momentos do teste. No grupo DD_{Exp} os valores médios de *sway* postural mantêm a mesma tendência, apresentando-se muito semelhantes entre mulheres e homens ($p \geq 0,05$).

No que diz respeito aos indivíduos do grupo NDD, os valores médios de *sway* postural nos diferentes momentos do teste não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre sexos ($p \geq 0,05$), tanto em NDD_{Cont} como em NDD_{Exp} .

4.4.3. *Sway* postural no eixo z

Com a análise dos valores médios de *sway* postural no eixo z (RMS_z) pretendeu-se avaliar as diferenças existentes em função do sexo dos indivíduos, do grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp em cada momento do teste, no primeiro dia (t_0). Os resultados encontram-se expressos na Tabela 21.

Tabela 21 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_z (g) em função do sexo, grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp

			RMS _z							
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min
Sexo	Mulher	M	0,038	0,026	0,033	0,039	0,033	0,034	0,038	0,039
		DP	0,006	0,013	0,020	0,023	0,017	0,018	0,020	0,020
	Homem	M	0,038	0,022	0,021	0,022	0,024	0,025	0,026	0,024
		DP	0,007	0,019	0,011	0,013	0,013	0,017	0,014	0,011
	p		0,979	0,333	0,018*	0,005*	0,052*	0,088	0,029*	0,008*
	DD	M	0,038	0,025	0,032	0,036	0,032	0,033	0,038	0,036
DP		0,007	0,017	0,021	0,024	0,021	0,021	0,021	0,022	
Grupo	NDD	M	0,038	0,025	0,026	0,029	0,027	0,029	0,030	0,031
		DP	0,005	0,015	0,015	0,018	0,012	0,015	0,016	0,015
	p		0,969	0,993	0,276	0,273	0,286	0,433	0,138	0,368
	Intervenção	Cont	M	0,037	0,027	0,031	0,034	0,033	0,035	0,035
DP			0,005	0,016	0,022	0,025	0,020	0,021	0,021	0,021
Exp		M	0,038	0,023	0,027	0,031	0,027	0,027	0,032	0,031
		DP	0,007	0,016	0,015	0,018	0,013	0,015	0,017	0,017
p		0,683	0,490	0,490	0,597	0,169	0,151	0,575	0,405	

RMS_z = *sway* postural no eixo z (g); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controlo; Exp=experimental. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Neste eixo verifica-se diferenças significativas entre sexos ($p<0,05$), como se pode observar na tabela, para valores médios registados após a meia hora de teste (entre os minutos 45 e 75), bem como na última meia hora (dos 105 a 120 minutos). A ausência de diferenças significativas no momento 90 do teste poderá estar relacionada com os desvios-padrão registados dentre sexos ou pelo facto de a quantidade de indivíduos do sexo masculino ser reduzida, pois o valor de n influencia a estatística do teste t-Student.

Ao avaliar o comportamento dos valores estimados de *sway* postural no eixo z em função do grupo DD/NDD, verificou-se que os indivíduos classificados como DD, em média, revelam valores de *sway* postural superiores face ao grupo NDD, mais evidente a partir do minuto 45 de teste, apesar de não se observarem ainda assim diferenças estatisticamente significativas ($p\geq 0,05$) entre os grupos considerados a qualquer momento do teste.

Quanto às diferenças entre grupos de intervenção no qual os indivíduos foram distribuídos, não se registaram diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos ($p \geq 0,05$) relativamente aos valores de *sway* postural em momento algum no decorrer do teste.

Como forma de melhor compreender os resultados, a Tabela 22 expressa o valor estimado do *sway* postural no eixo z a cada momento do teste por sexo dos indivíduos, ajustado ao grupo DD/NDD.

Tabela 22 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_z (g) por sexo, ajustado ao grupo DD/NDD

			RMS_z							
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min
DD	Mulher	M	0,037	0,025	0,037	0,042	0,036	0,037	0,043	0,042
		DP	0,006	0,013	0,024	0,026	0,022	0,021	0,022	0,023
	Homem	M	0,038	0,024	0,020	0,022	0,024	0,024	0,027	0,024
		DP	0,009	0,024	0,009	0,013	0,016	0,018	0,013	0,013
	p		0,771	0,887	0,071	0,050	0,189	0,132	0,074	0,059
NDD	Mulher	M	0,038	0,028	0,029	0,035	0,030	0,031	0,033	0,035
		DP	0,006	0,013	0,016	0,019	0,011	0,014	0,016	0,017
	Homem	M	0,037	0,021	0,021	0,021	0,024	0,026	0,026	0,025
		DP	0,005	0,017	0,012	0,013	0,012	0,017	0,015	0,011
	p		0,774	0,216	0,171	0,060	0,162	0,475	0,283	0,082

RMS_z = *sway* postural no eixo z (g); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controlo; Exp=experimental.

Mais uma vez não se observam diferenças significativas ($p \geq 0,05$) entre os sexos dentro o grupo DD apesar de os valores médios de *sway* postural no eixo z serem geralmente mais elevados nas mulheres que nos homens. No grupo NDD os valores médios são semelhantes entre sexos ($p \geq 0,05$), muito embora também para este grupo as mulheres expressem valores médios de *sway* postural no eixo z superiores aos homens.

Também foi comparado o valor estimado de *sway* postural no eixo z consoante a intervenção Cont/Exp, ajustado ao grupo DD/NDD. Os resultados encontram-se expressos na Tabela 23.

Tabela 23 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_z (g) por intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD

			RMS_z							
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min
DD	Cont	M	0,036	0,024	0,034	0,036	0,036	0,037	0,038	0,038
		DP	0,003	0,014	0,030	0,034	0,029	0,027	0,026	0,029
	Exp	M	0,038	0,025	0,030	0,035	0,030	0,031	0,037	0,034
		DP	0,008	0,019	0,015	0,017	0,014	0,017	0,018	0,018
	p		0,483	0,863	0,654	0,950	0,495	0,498	0,878	0,710
NDD	Cont	M	0,038	0,028	0,029	0,033	0,031	0,034	0,033	0,034
		DP	0,007	0,017	0,014	0,018	0,011	0,017	0,017	0,015
	Exp	M	0,037	0,021	0,023	0,025	0,023	0,024	0,027	0,028
		DP	0,004	0,012	0,015	0,018	0,011	0,012	0,014	0,015
	p		0,840	0,237	0,313	0,320	0,065	0,103	0,312	0,278

RMS_z = *sway* postural no eixo z (g); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controle; Exp=experimental.

Segundo a Tabela 23, os indivíduos do grupo DD_{Exp} apresentaram valores médios de *sway* postural no eixo z semelhantes aos indivíduos do grupo DD_{Cont} no decorrer do teste, não havendo portanto diferenças significativas ($p \geq 0,05$) entre estes. Ao controlar o grupo NDD constatou-se não haver diferenças significativas ($p \geq 0,05$) entre os grupos Cont e Exp em qualquer momento no decorrer do teste.

Por fim, procurou-se comparar o valor estimado do *sway* postural no eixo z nos diferentes momentos do teste entre sexos, em função da intervenção Cont/Exp e ajustado ao grupo DD/NDD. Os resultados encontram-se expressos na Tabela 24.

Tabela 24 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_z (g) entre sexos em função da intervenção Cont/Exp e ajustado ao grupo DD/NDD

			RMS _z								
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min	
DD	Cont	Mulher	M	0,036	0,027	0,043	0,045	0,045	0,045	0,048	0,047
			DP	0,003	0,014	0,034	0,038	0,031	0,029	0,027	0,031
		Homem	M	0,038	0,019	0,017	0,018	0,019	0,019	0,020	0,019
			DP	0,003	0,017	0,012	0,013	0,019	0,016	0,012	0,010
	p		0,440	0,476	0,252	0,272	0,223	0,196	0,148	0,182	
	Exp	Mulher	M	0,038	0,024	0,034	0,041	0,031	0,033	0,040	0,038
			DP	0,007	0,013	0,016	0,017	0,015	0,015	0,020	0,019
		Homem	M	0,039	0,027	0,023	0,025	0,028	0,026	0,031	0,027
			DP	0,012	0,028	0,007	0,013	0,015	0,020	0,014	0,015
	NDD	Cont	Mulher	p	0,953	0,782	0,175	0,096	0,682	0,503	0,362
M				0,038	0,026	0,030	0,036	0,031	0,031	0,033	0,036
DP			0,007	0,015	0,014	0,018	0,011	0,016	0,017	0,016	
Homem			M	0,037	0,032	0,027	0,025	0,033	0,039	0,033	0,030
		DP	0,005	0,023	0,017	0,019	0,014	0,021	0,020	0,012	
Exp		Mulher	p	0,723	0,579	0,766	0,332	0,820	0,493	0,946	0,535
			M	0,037	0,030	0,029	0,033	0,029	0,030	0,033	0,034
		DP	0,004	0,009	0,020	0,023	0,012	0,012	0,017	0,019	
		Homem	M	0,037	0,014	0,018	0,019	0,018	0,019	0,021	0,022
DP			0,005	0,008	0,008	0,010	0,008	0,010	0,011	0,010	
p	0,925		0,005*	0,215	0,188	0,081	0,116	0,174	0,149		

RMS_z = sway postural no eixo z (g); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controle; Exp=experimental (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Segundo a tabela anterior, para os indivíduos do grupo DD_{Cont} as diferenças médias do sway postural no eixo z por sexo não foram estatisticamente significativas ($p \geq 0,05$) em qualquer momento no decorrer do teste. No grupo DD_{Exp} os valores médios de sway postural seguem o mesmo padrão, não se tendo registado diferenças estatisticamente significativas ($p \geq 0,05$) entre os sexos no decorrer do teste.

No que diz respeito aos indivíduos do grupo NDD, constatou-se que os valores médios de sway postural no eixo z nos diferentes momentos do teste ao longo do tempo não apresentaram diferenças estatisticamente significativas ($p \geq 0,05$) entre sexos para o grupo NDD_{Cont}. Já para o grupo NDD_{Exp} os valores de sway postural no eixo z são mais elevados para as mulheres do que para os homens, sendo esta diferença estatisticamente significativa no segundo momento (30 minutos) do teste ($p < 0,05$).

4.4.4. Sway postural resultante

Neste estudo pretendeu-se compreender como é que os valores médios de sway postural do vetor resultante dos eixos anteriormente considerados (RMS_t) se comportaram a cada momento no

decorrer do teste em função do sexo do indivíduo, do grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp, no primeiro dia de teste (t_0). Os resultados encontram-se expressos na Tabela 25.

Tabela 25 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_t (g) em função do sexo, grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp

			RMS_t							
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min
Sexo	Mulher	M	0,065	0,036	0,045	0,050	0,046	0,047	0,051	0,054
		DP	0,004	0,020	0,035	0,032	0,033	0,034	0,034	0,038
	Homem	M	0,065	0,029	0,029	0,031	0,035	0,037	0,037	0,035
		DP	0,005	0,018	0,011	0,013	0,013	0,015	0,012	0,009
Grupo	p		0,834	0,244	0,067	0,020*	0,177	0,240	0,090	0,047*
	DD	M	0,065	0,037	0,047	0,051	0,050	0,051	0,055	0,055
		DP	0,005	0,024	0,039	0,035	0,037	0,038	0,036	0,043
	NDD	M	0,065	0,030	0,032	0,036	0,034	0,036	0,038	0,039
		DP	0,004	0,014	0,014	0,017	0,011	0,015	0,014	0,013
	p		0,788	0,234	0,073	0,057	0,037*	0,063	0,025*	0,065
	Cont	M	0,065	0,038	0,046	0,048	0,050	0,052	0,052	0,054
		DP	0,004	0,024	0,041	0,037	0,038	0,040	0,039	0,044
Intervenção	Exp	M	0,065	0,029	0,033	0,039	0,035	0,037	0,042	0,041
		PD	0,005	0,014	0,015	0,017	0,013	0,014	0,016	0,015
	p		0,701	0,099	0,120	0,228	0,070	0,072	0,212	0,156

RMS_t = *sway* postural total ou resultante (g); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controle; Exp=experimental. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Como se pode observar, ao nível do sexo dos indivíduos em estudo, o grupo feminino expressou, em média, valores de *sway* postural total superiores ao grupo masculino, sendo que essa diferença apenas se mostrou estatisticamente significativa nos momentos dos 60 e dos 120 minutos ($p<0,05$).

Ao avaliar o comportamento dos valores estimados de *sway* postural total em função do grupo DD/NDD, os indivíduos DD revelaram valores superiores face ao grupo NDD. Este padrão mostrou-se constante em todos os momentos de avaliação, tendo-se observado diferenças estatisticamente significativas ($p<0,05$) apenas no momento dos 75 e 105 minutos.

Quanto ao grupo de intervenção no qual os indivíduos foram distribuídos, não se registaram diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos ($p\geq 0,05$) relativamente aos valores de *sway* postural total em momento algum no decorrer do teste.

Como forma de melhor compreender os resultados, a Tabela 26 expressa o valor estimado do *sway* postural total a cada momento do teste por sexo dos indivíduos, ajustado ao grupo DD/NDD.

Tabela 26 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_t (g) por sexo, ajustado ao grupo DD/NDD

			RMS _t							
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min
DD	Mulher	M	0,065	0,039	0,055	0,059	0,055	0,057	0,062	0,064
		DP	0,004	0,025	0,045	0,039	0,044	0,045	0,043	0,050
	Homem	M	0,066	0,032	0,031	0,034	0,040	0,040	0,041	0,037
		DP	0,006	0,022	0,010	0,013	0,014	0,013	0,010	0,010
	p		0,676	0,549	0,161	0,097	0,340	0,312	0,184	0,143
NDD	Mulher	M	0,065	0,032	0,034	0,040	0,036	0,037	0,040	0,042
		DP	0,004	0,012	0,015	0,018	0,010	0,013	0,015	0,015
	Homem	M	0,065	0,027	0,028	0,030	0,031	0,035	0,035	0,034
		DP	0,004	0,016	0,012	0,014	0,012	0,017	0,013	0,010
	p		0,906	0,296	0,257	0,110	0,323	0,780	0,378	0,124

RMS_t= sway postural total ou resultante (g); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controlo; Exp=experimental.

Como se pode observar na tabela anterior, os indivíduos DD não apresentam diferenças significativas ($p \geq 0,05$) consoante o sexo para os valores do sway postural total em nenhum momento no decorrer do teste. Este comportamento manteve-se semelhante entre mulheres e homens do grupo NDD ($p \geq 0,05$).

Também foi comparado o valor estimado de sway postural total consoante a intervenção Cont/Exp, ajustado ao grupo DD/NDD. Os resultados encontram-se expressos na Tabela 27.

Tabela 27 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_t (g) por intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD

			RMS _t							
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min
DD	Cont	M	0,065	0,045	0,062	0,062	0,067	0,067	0,068	0,071
		DP	0,003	0,031	0,060	0,054	0,056	0,057	0,056	0,066
	Exp	M	0,066	0,031	0,037	0,044	0,040	0,042	0,048	0,046
		DP	0,006	0,017	0,014	0,016	0,013	0,014	0,016	0,015
	p		0,547	0,163	0,127	0,243	0,093	0,112	0,195	0,169
	Cont	M	0,065	0,033	0,035	0,039	0,038	0,041	0,041	0,042
DP		0,004	0,016	0,013	0,017	0,010	0,016	0,015	0,012	
NDD	Exp	M	0,065	0,027	0,028	0,032	0,030	0,031	0,035	0,035
		DP	0,004	0,010	0,014	0,017	0,010	0,012	0,013	0,014
	p		0,876	0,227	0,243	0,322	0,049*	0,092	0,283	0,195

RMS_t= sway postural total ou resultante (g); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controlo; Exp=experimental. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Segundo a tabela anterior, os indivíduos do grupo DD não expressaram valores médios de sway postural total significativamente diferentes ($p \geq 0,05$) consoante o grupo de intervenção no decorrer do teste. Contudo, ao controlar os indivíduos do grupo NDD constatou-se que os indivíduos do grupo NDD_{Exp} apresentaram valores médios de sway postural total inferiores face aos indivíduos

integrados no grupo NDD_{Cont} , significativos ($p \geq 0,05$) apenas para o momento dos 75 minutos de teste.

Por último, comparou-se o valor estimado do *sway* postural total nos diferentes momentos do teste entre sexos, em função da intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD. Os resultados encontram-se sumariados na Tabela 28.

Tabela 28 - Teste t-Student para amostras independentes. RMS_t (g) entre sexos em função da intervenção Cont/Exp e ajustado ao grupo DD/NDD

			RMS _t								
			15min	30min	45min	60min	75min	90min	105min	120min	
DD	Cont	Mulher	M	0,064	0,053	0,080	0,078	0,080	0,081	0,084	0,091
			DP	0,002	0,036	0,068	0,060	0,066	0,067	0,063	0,075
		Homem	M	0,066	0,031	0,028	0,029	0,041	0,040	0,036	0,032
			DP	0,004	0,015	0,010	0,008	0,018	0,015	0,002	0,005
	Exp	p		0,358	0,344	0,243	0,220	0,367	0,339	0,240	0,231
		Mulher	M	0,066	0,030	0,040	0,048	0,041	0,043	0,049	0,049
			DP	0,005	0,012	0,015	0,015	0,014	0,015	0,018	0,017
		Homem	M	0,066	0,033	0,033	0,037	0,039	0,040	0,044	0,040
			DP	0,008	0,027	0,012	0,016	0,013	0,014	0,012	0,011
		p		0,922	0,746	0,374	0,203	0,795	0,795	0,591	0,334
NDD	Cont	Mulher	M	0,066	0,032	0,036	0,042	0,038	0,038	0,040	0,044
			DP	0,005	0,014	0,013	0,016	0,009	0,015	0,015	0,013
		Homem	M	0,064	0,037	0,033	0,032	0,039	0,047	0,041	0,039
			DP	0,003	0,022	0,016	0,019	0,014	0,019	0,018	0,012
	Exp	p		0,657	0,600	0,794	0,322	0,838	0,396	0,944	0,519
		Mulher	M	0,064	0,034	0,033	0,037	0,033	0,035	0,039	0,040
			DP	0,002	0,008	0,019	0,022	0,011	0,011	0,015	0,018
		Homem	M	0,065	0,021	0,025	0,028	0,027	0,029	0,031	0,031
			DP	0,005	0,007	0,009	0,011	0,009	0,012	0,009	0,008
		p		0,711	0,012*	0,361	0,359	0,324	0,376	0,291	0,284

RMS_t = *sway* postural total ou resultante (g); M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controle; Exp=experimental. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Segundo a Tabela 28, os indivíduos do sexo feminino, integrados no grupo DD_{Cont} apresentaram os valores médios de *sway* postural total equivalentes aos do grupo DD_{Cont} do sexo masculino ($p \geq 0,05$) em todos os momentos do teste. No grupo DD_{Exp} os valores médios de *sway* postural mantêm a mesma tendência, apresentando-se muito semelhantes entre mulheres e homens ($p \geq 0,05$).

No que diz respeito aos indivíduos do grupo NDD_{Cont} , os valores médios de *sway* postural total nos diferentes momentos do teste não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre sexos ($p \geq 0,05$) no decorrer do teste. Contudo, no grupo NDD_{Exp} as mulheres apresentaram

valores médios de *sway* postural superior ao dos homens, havendo para este caso diferenças estatisticamente significativas apenas no momento dos 30 minutos de teste ($p < 0,05$).

4.5. Side-bridge *endurance*

Neste trabalho foi avaliado o *endurance* da musculatura lombo-pélvica antes do início do teste de indução de DL transitória, através do SBT. O teste foi aplicado tanto para o lado direito (SBT_{Dto}) como para lado esquerdo (SBT_{Esq}), tendo-se posteriormente calculado a média do *endurance* de cada indivíduo (SBT_{Média}). Com esta análise pretendeu-se compreender de que forma os valores de *endurance* variam em função do sexo, do grupo DD/NDD e da intervenção Cont/Exp, no primeiro dia de teste (t_0). Os resultados encontram-se expressos na tabela Tabela 29.

Tabela 29 - Teste t-Student para amostras independentes. SBT (segundos) em função do sexo, grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp

			SBT _{Dto}	SBT _{Esq}	SBT _{Média}
Sexo	Mulher	M	39,68	40,71	40,19
		DP	17,60	16,32	16,33
	Homem	M	88,74	87,32	88,03
		DP	32,86	33,23	30,10
	p		0,001*	0,001*	0,001*
Grupo	DD	M	52,08	46,88	49,48
		DP	31,85	21,46	25,23
	NDD	M	64,08	69,08	66,58
		DP	35,75	38,32	36,32
	p		0,218	0,016*	0,061
Intervenção	Cont	M	54,00	56,86	55,43
		DP	24,84	30,86	26,97
	Exp	M	61,71	59,64	60,68
		DP	40,09	35,15	36,34
	p		0,433	0,771	0,574

SBT=side bridge test, *endurance* muscular da região lombo-pélvica (segundos); SBT_{Dto}=*endurance* lado direito; SBT_{Esq}=*endurance* lado esquerdo; SBT_{Média}=*endurance* médio; M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controlo; Exp=experimental. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Como se pode observar na tabela, os resultados entre sexos mostram existir diferenças significativas ($p < 0,05$) ao nível do *endurance* do lado direito, do lado esquerdo e na média destes, sendo os valores nos homens consistentemente superiores aos das mulheres.

No que respeita ao *endurance* muscular entre grupo DD/NDD não se verificaram diferenças significativas ($p \geq 0,05$) entre o *endurance* para o lado direito e o valor médio deste. Desta análise excluem-se os valores de *endurance* esquerdo que se mostraram significativamente diferentes

($p < 0,05$) entre os grupos DD/NDD, com os indivíduos com DD a registarem valores de *endurance* inferiores. Quando analisado o *endurance* em função da intervenção Cont/Exp não se regista diferenças significativas ($p \geq 0,05$) para o lado direito, esquerdo ou média ($p \geq 0,05$).

Como forma de melhor compreender os resultados, a Tabela 30 expressa o valor do *endurance* muscular por sexo dos indivíduos, ajustado ao grupo DD/NDD.

Tabela 30 - Teste t-Student para amostras independentes. SBT (segundos) por sexo, ajustado ao grupo DD/NDD

			SBT _{Dto}	SBT _{Esq}	SBT _{Média}
DD	Mulher	M	38,69	38,94	38,81
		DP	14,94	14,43	13,96
	Homem	M	78,88	62,75	70,81
		DP	40,31	25,19	29,89
	p		0,002*	0,007*	0,002*
NDD	Mulher	M	40,73	42,60	41,67
		DP	20,55	18,44	18,93
	Homem	M	95,91	105,18	100,55
		DP	25,92	26,63	24,41
	p		0,000*	0,000*	0,000*

SBT=side bridge test, *endurance* muscular da região lombo-pélvica (segundos); SBT_{Dto}=*endurance* lado direito; SBT_{Esq}=*endurance* lado esquerdo; SBT_{Média}=*endurance* médio; M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controlo; Exp=experimental. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Segundo a tabela anterior, para os valores do *endurance* do lado direito, esquerdo ou média destes, registaram-se diferenças significativas entre sexos, consoante terem ou não desenvolvido dor ($p \geq 0,05$).

Também foi comparado o valor estimado do *endurance* muscular consoante a intervenção Cont/Exp, ajustado ao grupo DD/NDD. Os resultados encontram-se expressos na Tabela 31.

Tabela 31 - Teste t-Student para amostras independentes. SBT (segundos) por intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD

			SBT _{Dto}	SBT _{Esq}	SBT _{Média}
DD	Cont	M	48,67	45,00	46,83
		DP	18,30	16,19	15,78
	Exp	M	54,13	48,00	51,07
		DP	38,26	24,56	29,94
	p		0,693	0,748	0,700
	Cont	M	57,69	65,08	61,38
DP		28,65	36,25	31,83	
NDD	Exp	M	70,46	73,08	71,77
		DP	41,87	41,36	40,95
	p		0,373	0,605	0,477

SBT=side bridge test, *endurance* muscular da região lombo-pélvica (segundos); SBT_{Dto}=*endurance* lado direito; SBT_{Esq}=*endurance* lado esquerdo; SBT_{Média}=*endurance* médio; M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controlo; Exp=experimental.

Segundo a tabela anterior, ao controlar os indivíduos por grupo DD/NDD segundo os grupos de intervenção Cont/Exp não se registaram diferenças estatisticamente significativas em qualquer valor do *endurance* muscular ($p \geq 0,05$).

Por último, comparou-se o valor do *endurance* muscular entre sexos, em função da intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD. Os resultados encontram-se sumariados na Tabela 32.

Tabela 32 - Teste t-Student para amostras independentes. SBT (segundos) entre sexos em função da intervenção Cont/Exp ajustado ao grupo DD/NDD

			SBT _{Dto}	SBT _{Esq}	SBT _{Média}	
DD	Cont	Mulher	M	38,00	40,17	39,08
			DP	8,81	12,45	9,36
		Homem	M	70,00	54,67	62,33
			DP	11,00	21,22	15,37
	p			0,002*	0,227	0,024*
	Exp	Mulher	M	39,10	38,20	38,65
			DP	18,13	16,11	16,62
		Homem	M	84,20	67,60	75,90
			DP	51,85	28,40	36,87
	p			0,025*	0,022*	0,016*
NDD	Cont	Mulher	M	44,22	45,00	44,61
			DP	19,32	16,10	17,08
		Homem	M	88,00	110,25	99,13
			DP	22,77	25,17	23,03
	p			0,004*	0,000*	0,001*
	Exp	Mulher	M	35,50	39,00	37,25
			DP	23,02	22,62	22,30
		Homem	M	100,43	102,29	101,36
			DP	28,19	28,95	26,94
	p			0,001*	0,001*	0,001*

SBT=side bridge test, *endurance* muscular da região lombo-pélvica (segundos); SBT_{Dto}=*endurance* lado direito; SBT_{Esq}=*endurance* lado esquerdo; SBT_{Média}=*endurance* médio; M=média; DP=desvio padrão; DD=desenvolveu dor; NDD=não desenvolveu dor; Cont=controle; Exp=experimental. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Atendendo à tabela anterior, com exceção para o valor do *endurance* muscular esquerdo que não se mostrou significativamente diferente entre sexos ($p \geq 0,05$) no grupo DD_{Cont}, a avaliação do *endurance* muscular entre sexos em função da intervenção Cont/Exp e ajustado ao grupo DD/NDD mostrou valores significativamente diferentes ($p < 0,05$). Os homens expressaram em todas as medições valores de *endurance* superiores ao das mulheres, o que era um resultado expectável dado o que refere a bibliografia para o tópico em questão.

4.6. Modelo linear generalizado da intensidade da dor, ajustado por dias

Para a validação do modelo linear generalizado (MLG) foi testado o pressuposto de esfericidade com recurso ao critério de correção de Épsilon, estimado pela estatística de *Huynh-Feldt* (ϵ_{H-F} ; 1,000). Com base nesta correção pode assumir-se que o modelo proposto foi validado quanto ao princípio de esfericidade.

Além do pressuposto de esfericidade foi também avaliada a homogeneidade das variâncias do modelo anteriormente definido com recurso ao teste Levene e verificou-se que as medições do

parâmetro intensidade da dor não revelou igualdade de variâncias em t_0 ($F_{(7;42)}:13,411$; $p<0,001$) nem em t_1 ($F_{(7;42)}:8,545$; $p<0,001$).

A Tabela 33 é o resultado do MLG e reflete o valor da intensidade da dor enquanto medidas repetidas, com *within factor* o dia de teste (t_0 e t_1) e *between factor* o sexo dos indivíduos, grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp. A referida tabela expressa ainda os efeitos combinados previstos.

Tabela 33 – EVA (mm) enquanto medidas repetidas

		φ	F	η^2_p	p	π
<i>Within-Subjects Effects</i>	Fator (Dias)		35,489	0,458	<0,0001*	1,000
	EVA × Grupo		26,618	0,388	<0,0001*	0,999
	EVA × Intervenção		8,443	0,167	0,006*	0,810
	EVA × Sexo		0,104	0,002	0,748	0,062
	EVA × Grupo × Intervenção		2,743	0,061	0,105	0,367
	EVA × Grupo × Sexo		0,128	0,003	0,722	0,064
	EVA × Intervenção × Sexo		0,200	0,005	0,657	0,072
	EVA × Grupo × Intervenção × Sexo		2,335	0,053	0,134	0,321
	ϵ	(1,000;42,000) ^b	(19,784) ^a			
<i>Between-Subjects Effects</i>	Grupo	1	78,090	0,650	<0,0001*	1,000
	Intervenção	1	6,666	0,137	0,013*	0,713
	Sexo	1	0,071	0,002	0,791	0,058
	Grupo × Intervenção	1	4,698	0,101	0,036*	0,563
	Grupo × Sexo	1	0,500	0,012	0,483	0,106
	Intervenção × Sexo	1	4,290	0,093	0,045*	0,525
	Grupo × Intervenção × Sexo	1	0,599	0,014	0,443	0,118
	ϵ	42				

EVA=Escala Visual Analógica (mm); a) Média Quadrática; b) graus de liberdade dos fatores e do erro. π = Potência; η^2_p =Eta quadrado parcial. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Quanto aos efeitos combinados da variação média dos valores de dor ao longo do tempo os resultados mostram existir um efeito de interação significativo em função do grupo DD/NDD ($p<0,0001$) com uma potência do teste classificada como boa ($\pi=0,999$), a que corresponde a um poder discriminativo previsto de 38,8% ($\eta^2_p=0,388$). O mesmo se verificou ao analisar a interação estimada da intensidade da dor em função do grupo de intervenção Cont/Exp ($p=0,006$) com uma potência do teste de $\pi=0,810$ a que corresponde a um efeito previsto de 16,7% ($\eta^2_p=0,167$) nos valores máximos de intensidade de dor reportados pelos participantes. Estes resultados sugerem que a variação dos valores de dor ao longo dos dias de teste (t_0 e t_1) sofre maior interação com o grupo (DD/NDD), seguido da intervenção (Cont/Exp).

Não se verificaram mais efeitos de interação propostos no modelo em estudo associado às medidas repetidas da intensidade da dor ($p\geq 0,05$).

Ao avaliar o efeito da intensidade da dor nos dias de teste, esta revelou uma variação média estatisticamente significativa ($p < 0,0001$) com um poder discriminativo de 45,8% ($\eta^2_p = 0,458$). Este efeito quanto à potência de teste também foi bastante elevado ($\pi = 1,000$).

No que diz respeito aos efeitos principais em estudo na variação explicada da intensidade da dor, constatou-se a presença de efeitos estatisticamente significativos por grupo DD/NDD ($p < 0,0001$), com uma potência de teste elevada de 1,000. Este efeito prediz a variação média da intensidade da dor em 65% ($\eta^2_p = 0,650$), tendo-se verificado que os indivíduos classificados como DD segundo o teste ajustado de comparações múltiplas *Bonferroni*, realizado posteriormente, expressaram uma diferença média valores de intensidade da dor significativamente superiores ($p < 0,0001$) face aos indivíduos NDD (diferença média de 13,769 para IC de 95% [10,624-16,913]).

Também se verificou um efeito significativo na influência exercida pelo grupo de intervenção face aos valores estimados da intensidade da dor ($p = 0,013$), com uma potência de $\pi = 0,713$ (boa), apesar de esse mesmo efeito isoladamente apenas explicar 13,7% do *outcome* em estudo ($\eta^2_p = 0,137$). Com recurso ao teste ajustado de comparações múltiplas *Bonferroni*, realizado posteriormente, constatou-se que foram os indivíduos que se encontravam no grupo Cont que revelaram valores médios de intensidade da dor significativamente superiores face aos indivíduos do grupo Exp (diferença média de 4,023 para IC de 95% [0,879-7,167]).

Por fim, ainda se registou um efeito significativo do grupo de intervenção Cont/Exp ajustado aos grupos DD/NDD ($p = 0,036$). O mesmo também ocorreu entre a variável sexo ajustado por grupo de intervenção Cont/Exp na variação média da intensidade da dor ($p = 0,045$). Porém, rejeita-se estes efeitos significativos por apresentarem potências de teste $< 0,8$ e por as magnitudes dos efeitos ($\text{Eta}^2 \text{ parvial}$) serem inferiores a 10%.

4.7. Modelo linear generalizado da co-ativação bilateral do músculo médio glúteo durante o teste, ajustado por dias

Nesta secção do trabalho procurou avaliar-se a variação média da co-ativação bilateral do músculo MG pelos oito momentos de teste (2 horas de teste, divididas em blocos de 15 minutos), ajustado aos dias de teste (t_0 e t_1). Para o modelo MLG consideraram-se como *within factor* o dia de teste (t_0 e t_1) e os diferentes momentos no decorrer do teste; como *between factor*, o sexo dos indivíduos, o grupo DD/NDD e a intervenção Cont/Exp.

Para a validação do modelo com o fator medidas repetidas foi testado o pressuposto de esfericidade com recurso ao critério de correção de Épsilon, estimado pela estatística de *Huynh-Feldt* para o fator medidas repetidas oito momentos ($\epsilon_{H-F:0,892}$) e ajustado aos dois dias ($\epsilon_{H-F:0,673}$). Com base nesta correção pode assumir-se que o modelo proposto é válido (esfericidade assumida para valores $\geq 0,7$). Foi também avaliada a homogeneidade das variâncias do modelo recorrendo-se ao teste Levene, de onde se verificou que as diferentes medições estimadas entre os momentos por dois dias revelaram igualdade de variâncias ($p > 0,05$). A Tabela 34 mostra os resultados da aplicação do referido modelo.

Tabela 34 – R_{xy} por momento de teste e ajustado aos dias t_0 e t_1

		ϕ	F	η^2_p	p	π
<i>Within-Subjects Effects</i>	Fator (Momento)		0,333	0,008	0,924	0,146
	$R_{xy} \times \text{Grupo}$		0,524	0,012	0,797	0,214
	$R_{xy} \times \text{Intervenção}$		0,233	0,006	0,969	0,113
	$R_{xy} \times \text{Sexo}$		1,072	0,025	0,380	0,431
	$R_{xy} \times \text{Grupo} \times \text{Intervenção}$		0,607	0,014	0,731	0,246
	$R_{xy} \times \text{Grupo} \times \text{Sexo}$		2,444	0,055	0,024*	0,834
	$R_{xy} \times \text{Intervenção} \times \text{Sexo}$		2,512	0,056	0,021*	0,846
	$R_{xy} \times \text{Grupo} \times \text{Intervenção} \times \text{Sexo}$		0,543	0,013	0,782	0,221
	ϵ	(6,242;262,183) ^b	(0,008) ^a			
<i>Within-Subjects Effects</i>	Fator (Dias)		0,687	0,016	0,626	0,239
	$R_{xy} \times \text{Grupo}$		0,230	0,005	0,943	0,103
	$R_{xy} \times \text{Intervenção}$		0,395	0,009	0,842	0,149
	$R_{xy} \times \text{Sexo}$		1,293	0,030	0,270	0,438
	$R_{xy} \times \text{Grupo} \times \text{Intervenção}$		0,941	0,022	0,452	0,322
	$R_{xy} \times \text{Grupo} \times \text{Sexo}$		1,416	0,033	0,223	0,477
	$R_{xy} \times \text{Intervenção} \times \text{Sexo}$		0,349	0,008	0,873	0,136
	$R_{xy} \times \text{Grupo} \times \text{Intervenção} \times \text{Sexo}$		0,518	0,012	0,752	0,186
	ϵ	(4,714;198,008) ^b	(0,062) ^a			
<i>Between-Subjects Effects</i>	Grupo	1	0,677	0,016	0,415	0,127
	Intervenção	1	0,172	0,004	0,680	0,069
	Sexo	1	0,163	0,004	0,688	0,068
	Grupo \times Intervenção	1	2,429	0,055	0,127	0,331
	Grupo \times Sexo	1	0,203	0,005	0,654	0,073
	Intervenção \times Sexo	1	4,140	0,090	0,048*	0,511
	Grupo \times Intervenção \times Sexo	1	0,024	0,001	0,879	0,053
	ϵ	42	(1,219)			

R_{xy} =coeficiente de correlação cruzada que quantifica a co-ativação bilateral do músculo MG; a) Média Quadrática; b) graus de liberdade dos fatores e do erro. π = Potência; η^2_p = Eta quadrado parcial. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Com base no modelo estimado, só se verificaram efeitos de interação significativos para a co-ativação entre os momentos no decorrer do teste, sem o ajustamento do dia para (i) os grupos DD/NDD em função do sexo ($p < 0,024$), com uma potencia do teste boa de 0,834, o que corresponde a uma variância da co-ativação explicada de 55% ; (ii) os grupos Cont/Exp em função do sexo ($p < 0,021$), com uma potencia do teste boa de 0,846 o que corresponde a uma variância da co-ativação explicada de 56%.

Não se verificaram efeitos de interação associado às medidas repetidas de co-ativação ($p \geq 0,05$).

Ao avaliar o efeito da co-ativação ao longo do tempo e ajustado aos dois dias de teste, este também não revelou uma variação média estatisticamente significativa ($p=0,626$).

Ao explorar o efeito de interação da co-ativação ajustada aos dois dias de teste não se verificou efeito estatisticamente significativo entre o grupo DD/NDD, intervenção Cont/Exp ou por sexo ($p \geq 0,05$).

Por fim, quando avaliamos no modelo os efeitos principais na variação da co-ativação ajustada ao dia só se verificaram diferenças médias entre o grupo de intervenção Cont/Exp ajustado por sexo ($p=0,048$) apesar deste efeito explicativo ser de 9% ($\eta^2_p=0,090$) as diferenças reais poderão não ser verdadeiras ($\pi=0,511 < 0,8$).

4.8. Modelo linear generalizado para o sway postural

4.8.1. Modelo linear generalizado para o sway postural no eixo x ao longo do tempo ajustado por dias

Nesta análise procurou avaliar-se a variação média do sway postural no eixo x pelos oito momentos de teste (2 horas de teste, divididas em blocos de 15 minutos), ajustado aos dias de teste (t_0 e t_1). Para o modelo MLG consideraram-se como *within factor* o dia de teste (t_0 e t_1) e os diferentes momentos no decorrer do teste; e como *between factor*, o sexo dos indivíduos, o grupo DD/NDD e a intervenção Cont/Exp. Além disso foram também avaliadas as interações entre factores.

Para a validação do MLG com o fator medidas repetidas foi testado o pressuposto de esfericidade com recurso ao critério de correção de Épsilon, estimado pela estatística de *Huynh-Feldt* para o fator medidas repetidas oito momentos ($\epsilon_{H-F}:0,470$) e ajustado a dois dias ($\epsilon_{H-F}:0,596$). Com base nesta correção pode assumir-se que o modelo proposto não cumpre com segurança o princípio de esfericidade ($< 0,7$). Foi também avaliada a homogeneidade das variâncias do modelo anteriormente definido recorrendo-se ao teste Levene e verificou-se que as diferentes medições estimadas entre os momentos por dois dias revelaram, na sua maioria, igualdade de variâncias ($p > 0,05$). A Tabela 35 mostra os resultados da aplicação do referido modelo.

Tabela 35 – RMS_x (g) por momento de teste e ajustado aos dias t₀ e t₁

	ϕ	F	η^2_p	p	π
<i>Within-Subjects Effects</i>					
Fator (Momento)		32,612	0,437	<0,0001*	1,000
RMS _x × Grupo		1,633	0,037	0,180	0,443
RMS _x × Intervenção		0,684	0,016	0,576	0,200
RMS _x × Sexo		1,193	0,028	0,316	0,330
RMS _x × Grupo × Intervenção		0,487	0,011	0,709	0,152
RMS _x × Grupo × Sexo		1,213	0,028	0,308	0,335
RMS _x × Intervenção × Sexo		1,100	0,026	0,354	0,306
RMS _x × Grupo × Intervenção × Sexo		0,580	0,014	0,645	0,174
ε	(3,289;138,133) ^b	(0,000) ^a			
<i>Within-Subjects Effects</i>					
Fator (Dias)		14,346	0,225	<0,0001*	1,000
RMS _x × Grupo		1,308	0,030	0,268	0,413
RMS _x × Intervenção		1,092	0,025	0,363	0,347
RMS _x × Sexo		1,561	0,036	0,184	0,487
RMS _x × Grupo × Intervenção		0,357	0,008	0,846	0,132
RMS _x × Grupo × Sexo		0,738	0,017	0,573	0,240
RMS _x × Intervenção × Sexo		1,022	0,024	0,399	0,326
RMS _x × Grupo × Intervenção × Sexo		1,868	0,043	0,179	0,267
ε	(4,172;175,217) ^b	(0,062) ^a			
<i>Between-Subjects Effects</i>					
Grupo	1	6,246	0,129	0,016*	0,687
Intervenção	1	0,642	0,015	0,428	0,123
Sexo	1	1,094	0,025	0,302	0,176
Grupo × Intervenção	1	0,795	0,019	0,378	0,140
Grupo × Sexo	1	1,544	0,035	0,221	0,229
Intervenção × Sexo	1	2,030	0,046	0,161	0,287
Grupo × Intervenção × Sexo	1	0,735	0,017	0,396	0,133
ε	42	(1,219)			

RMS_x= sway postural no eixo x (g); a) Média Quadrática; b) graus de liberdade dos fatores e do erro. π = Potência; η^2_p = Eta quadrado parcial. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Neste modelo de medidas repetidas do sway postural no eixo x não se verificaram efeitos de interação significativos ($p \geq 0,05$) com o grupo DD/NDD, intervenção Cont/Exp ou sexo na ausência do ajustamento dos dois dias. Porém, verificou-se um efeito de variação média do sway postural ao longo do tempo ($p < 0,0001$) e que o mesmo efeito apresentou uma variação explicada de 43,7% ($\eta^2_p = 0,437$). Este efeito revelou uma potência de teste bastante boa ($\pi = 1,000$). Com recurso ao teste de comparações múltiplas *Bonferroni*, realizado posteriormente, verificaram-se quase sempre diferenças médias estatisticamente significativas entre os diferentes momentos de medição temporal.

Ao avaliar o efeito do sway postural ao longo do tempo ajustado aos dois dias, este revelou uma variação média também estatisticamente significativa ($p < 0,0001$). O sway postural revelou uma variação explicada de 22,5% ($\eta^2_p = 0,225$), com elevada potência de teste ($\pi = 1,000$). No entanto, não se verificaram efeitos de interação significativos com o grupo DD/NDD, intervenção Cont/Exp e sexo ($p \geq 0,05$) associados ao sway postural, ajustado aos dois dias.

Por último, quanto aos efeitos principais na variação média do sway postural, só se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre os indivíduos DD e NDD ($p = 0,016$). Com recurso ao teste de comparações múltiplas *Bonferroni*, realizado posteriormente, foram os indivíduos DD os

que revelaram maior oscilação média comparativamente aos indivíduos NDD ($d \approx 0,07$; IC95% [0,001;0,013]). Porém, não se verificaram diferenças para mais nenhum efeito principal na variação explicada do *sway* postural médio ($p \geq 0,05$).

4.8.2. Modelo linear generalizado para o *sway* postural no eixo y ao longo do tempo ajustado por dias

Nesta análise procurou avaliar-se a variação média do *sway* postural no eixo y pelos oito momentos de teste (2 horas de teste, divididas em blocos de 15 minutos), ajustado aos dias de teste (t_0 e t_1). Para o modelo MLG consideraram-se como *within factor* o dia de teste (t_0 e t_1) e os diferentes momentos no decorrer do teste; e como *between factor*, o sexo dos indivíduos, o grupo DD/NDD e a intervenção Cont/Exp. Além disso foram também avaliadas as interações entre factores.

Para a validação do modelo linear generalizado com o fator medidas repetidas foi testado o pressuposto de esfericidade com recurso ao critério de correção de Épsilon, estimado pela estatística de *Huynh-Feldt* para o fator medidas repetidas oito momentos ($\epsilon_{H-F}:0,246$) e ajustado a dois dias ($\epsilon_{H-F}:0,238$). Com base nesta correção pode assumir-se que o modelo proposto não cumpre o princípio de esfericidade ($<0,7$). Avaliou-se também a homogeneidade das variâncias do modelo anteriormente definido com recurso ao teste Levene e verificou-se que as diferentes medições estimadas entre os momentos por dois dias revelaram, na sua maioria, igualdade de variâncias ($p > 0,05$). A Tabela 36 mostra os resultados da aplicação do referido modelo.

Tabela 36 - RMS_y (g) por momento de teste e ajustado aos dias t₀ e t₁

		Φ	F	η_p^2	p	π
<i>Within-Subjects Effects</i>	Fator (Momento)		439,577	0,913	<0,0001*	1,000
	RMS _y × Grupo		3,210	0,071	0,053*	0,554
	RMS _y × Intervenção		1,778	0,041	0,181	0,335
	RMS _y × Sexo		0,354	0,008	0,671	0,101
	RMS _y × Grupo × Intervenção		0,114	0,003	0,864	0,066
	RMS _y × Grupo × Sexo		0,105	0,002	0,873	0,065
	RMS _y × Intervenção × Sexo		1,072	0,025	0,339	0,217
	RMS _y × Grupo × Intervenção × Sexo		0,297	0,007	0,711	0,092
	ϵ	(1,721;72,282) ^b	(0,00007) ^a			
<i>Within-Subjects Effects</i>	Fator (Dias)		0,195	0,005	0,783	0,077
	RMS _y × Grupo		0,357	0,008	0,663	0,101
	RMS _y × Intervenção		1,944	0,044	0,158	0,356
	RMS _y × Sexo		0,113	0,003	0,858	0,066
	RMS _y × Grupo × Intervenção		3,298	0,073	0,051	0,557
	RMS _y × Grupo × Sexo		0,629	0,015	0,508	0,142
	RMS _y × Intervenção × Sexo		0,380	0,009	0,647	0,104
	RMS _y × Grupo × Intervenção × Sexo		0,226	0,005	0,758	0,082
	ϵ	(1,668;70,055) ^b	(0,00008) ^a			
<i>Between-Subjects Effects</i>	Grupo	1	3,542	0,078	0,067	0,452
	Intervenção	1	1,786	0,041	0,189	0,257
	Sexo	1	0,108	0,003	0,744	0,062
	Grupo × Intervenção	1	0,089	0,002	0,767	0,060
	Grupo × Sexo	1	0,024	0,001	0,879	0,053
	Intervenção × Sexo	1	1,402	0,032	0,243	0,212
	Grupo × Intervenção × Sexo	1	0,211	0,005	0,649	0,073
	ϵ	42	(0,0001)			

RMS_y= *sway* postural no eixo y (g); a) Média Quadrática; b) graus de liberdade dos fatores e do erro. π = Potência; η_p^2 = Eta quadrado parcial. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Neste modelo de medidas repetidas do *sway* postural no eixo y só se verificou um efeito de interação significativo com o grupo DD/NDD, na ausência do ajustamento dos dois dias ($p=0,053$). Este mesmo efeito apresentou uma variação explicada muito baixa de 7,1% ($\eta_p^2=0,071$) mas com uma potência de teste fraca ($\pi=0,554$), como tal, deverá ser analisado com alguma cautela. Quando a potência do teste regista valores inferiores a 0,8 revela a incapacidade que o modelo tem de indicar o efeito de interação entre factores/grupos ser ou não explicado pelo fruto do acaso ou pelo tamanho da amostra (Erro do tipo II).

Porém, verificou-se um efeito de variação média do *sway* postural ao longo do tempo ($p<0,0001$) e que o mesmo efeito apresentou uma variação explicada de 91,3% ($\eta_p^2=0,913$). Este efeito revelou uma potência de teste exelente de 1,000. Com recurso ao teste de comparações múltiplas *Bonferroni*, realizado posteriormente, verificaram-se quase sempre diferenças médias estatisticamente significativas entre os diferentes momentos de medição temporal.

Ao avaliar o efeito do *sway* postural ao longo do tempo ajustado aos dois dias, este não revelou qualquer efeito de interação estatisticamente significativo ($p\geq 0,05$) em função dos diferentes efeitos principais (grupo, intervenção e sexo).

Por último, quanto aos efeitos principais na variação média do *sway* postural, também não se verificaram diferenças significativa ($p \geq 0,05$).

4.8.3. Modelo linear generalizado para o *sway* postural no eixo z ao longo do tempo, ajustado por dias

Neste trabalho procurou avaliar-se a variação média do *sway* postural no eixo z pelos oito momentos de teste (2 horas de teste, divididas em blocos de 15 minutos), ajustado aos dias de teste (t_0 e t_1). Para o modelo MLG consideraram-se como *within factor* o dia de teste (t_0 e t_1) e os diferentes momentos no decorrer do teste; e como *between factor*, o sexo dos indivíduos, o grupo DD/NDD e a intervenção Cont/Exp. Além disso foram também avaliadas as interações entre factores.

Para a validação do modelo linear generalizado com o fator medidas repetidas foi testado o mais uma vez o pressuposto de esfericidade com recurso ao critério de correção de Épsilon, estimado pela estatística de *Huynh-Feldt* para o fator medidas repetidas oito momentos ($\epsilon_{H-F}:0,584$) e ajustado a dois dias ($\epsilon_{H-F}:0,587$). Com base nesta correção pode assumir-se que o modelo proposto quase cumpre o princípio de esfericidade ($>0,7$). Avaliou-se também a homogeneidade das variâncias do modelo anteriormente definido com recurso ao teste Levene e verificou-se que as diferentes medições estimadas entre os momentos por dois dias revelaram, na sua totalidade, igualdade de variâncias ($p > 0,05$). A Tabela 37 mostra os resultados da aplicação do referido modelo.

Tabela 37 - RMS_z (g) por momento de teste e ajustado aos dias t₀ e t₁

		Φ	F	η^2_p	p	π
<i>Within-Subjects Effects</i>	Fator (Momento)		10,406	0,199	<0,0001*	1,000
	RMS _z × Grupo		0,426	0,010	0,794	0,149
	RMS _z × Intervenção		0,195	0,005	0,944	0,091
	RMS _z × Sexo		3,823	0,083	0,005*	0,893
	RMS _z × Grupo × Intervenção		0,129	0,003	0,974	0,076
	RMS _z × Grupo × Sexo		0,539	0,013	0,711	0,180
	RMS _z × Intervenção × Sexo		0,519	0,012	0,726	0,174
	RMS _z × Grupo × Intervenção × Sexo		1,222	0,028	0,303	0,382
	ε	(4,088;171,682) ^b	(0,001) ^a			
<i>Within-Subjects Effects</i>	Fator (Dias)		0,901	0,021	0,467	0,287
	RMS _z × Grupo		1,129	0,026	0,345	0,355
	RMS _z × Intervenção		0,735	0,017	0,573	0,237
	RMS _z × Sexo		0,932	0,022	0,449	0,296
	RMS _z × Grupo × Intervenção		0,334	0,008	0,853	0,128
	RMS _z × Grupo × Sexo		1,213	0,028	0,307	0,381
	RMS _z × Intervenção × Sexo		0,480	0,011	0,755	0,164
	RMS _z × Grupo × Intervenção × Sexo		0,720	0,017	0,401	0,132
	ε	(4,112;172,705) ^b	(0,00008) ^a			
<i>Between-Subjects Effects</i>	Grupo	1	0,901	0,021	0,348	0,153
	Intervenção	1	0,027	0,001	0,869	0,053
	Sexo	1	9,014	0,177	0,004*	0,835
	Grupo × Intervenção	1	0,062	0,001	0,804	0,057
	Grupo × Sexo	1	0,055	0,001	0,815	0,056
	Intervenção × Sexo	1	0,125	0,003	0,725	0,064
	Grupo × Intervenção × Sexo	1	1,566	0,036	0,218	0,231
	ε	42	(0,002)			

RMS_z= *sway* postural no eixo z (g); a) Média Quadrática; b) graus de liberdade dos fatores e do erro. π = Potência; η^2_p = Eta quadrado parcial. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Ao nível do efeito de medidas repetidas do *sway* postural no eixo z a ser explicado pelos efeitos principais no que respeita à sua interação só foi confirmado em função do sexo ($p=0,005$). Este efeito de interação significativo, sem ser ajustado aos dois dias de avaliação, só prediz uma variação explicada de 8,3% ($\eta^2_p=0,083$) apesar de uma potência de teste boa ($\pi=0,893$). Também se verificou um efeito de variação média do *sway* postural ao longo do tempo ($p<0,0001$) e que o mesmo efeito apresentou uma variação explicada de 19,9% ($\eta^2_p=0,199$). Este efeito revelou uma potência de teste bastante boa ($\pi=1,000$). Através do teste de comparações múltiplas *Bonferroni*, realizado posteriormente, observaram-se diferenças médias estatisticamente significativas entre quase todos os diferentes momentos de medição.

Quando se avaliou os efeitos da interação entre os fatores independentes sobre a variação média do *sway* postural ao longo do tempo, ajustado aos dois dias, não se verificou qualquer interação significativa ($p\geq 0,05$).

Por último, quanto aos efeitos principais na variação média do fator medidas repetidas, também não mostraram diferenças significativas ($p\geq 0,05$) à exceção do efeito principal “sexo” (0,004). Este efeito prediz uma variação média de *sway* postural em 17,7% ($\eta^2_p=0,177$) e assegurada por uma boa potência de teste ($\pi=0,835$). Com recurso ao teste de comparações múltiplas *Bonferroni*,

realizado posteriormente, verificou-se que o grupo feminino revelou maior oscilação face ao grupo masculino ($d = 0,011$; IC95% [0,004;0,018]).

4.8.4. Modelo linear generalizado para o sway postural total ao longo do tempo, ajustado por dias

Nesta análise procurou avaliar-se a variação média do sway postural total ou resultante pelos oito momentos de teste (2 horas de teste, divididas em blocos de 15 minutos), ajustado aos dias de teste (t_0 e t_1). Para o modelo MLG consideraram-se como *within factor* o dia de teste (t_0 e t_1) e os diferentes momentos no decorrer do teste; e como *between factor*, o sexo dos indivíduos, o grupo DD/NDD e a intervenção Cont/Exp. Além disso foram também avaliadas as interações entre factores.

A validação do modelo linear generalizado com o fator medidas repetidas foi testado quanto a o seu pressuposto de esfericidade com recurso ao critério de correção de Épsilon estimado pela estatística de *Huynh-Feldt* para o fator medidas repetidas oito momentos ($\epsilon_{H-F}:0,487$) e ajustado a dois dias ($\epsilon_{H-F}:0,648$). A Tabela 38 refere ao modelo proposto.

Tabela 38 - RMS_t (g) por momento de teste e ajustado aos dias t_0 e t_1

		ϕ	F	η^2_p	p	π
<i>Within-Subjects Effects</i>	Fator (Momento)		64,735	0,607	<0,0001*	1,000
	RMS _t × Grupo		2,159	0,049	0,087	0,577
	RMS _t × Intervenção		0,844	0,020	0,484	0,244
	RMS _t × Sexo		4,339	0,094	0,004*	0,892
	RMS _t × Grupo × Intervenção		0,193	0,005	0,920	0,088
	RMS _t × Grupo × Sexo		0,892	0,021	0,457	0,257
	RMS _t × Intervenção × Sexo		1,152	0,027	0,333	0,326
	RMS _t × Grupo × Intervenção × Sexo		1,711	0,039	0,160	0,472
	ϵ	(3,407;143,096) ^b	(0,0001) ^a			
<i>Within-Subjects Effects</i>	Fator (Dias)		0,217	0,005	0,944	0,099
	RMS _t × Grupo		1,288	0,030	0,274	0,427
	RMS _t × Intervenção		1,637	0,038	0,159	0,533
	RMS _t × Sexo		1,195	0,028	0,314	0,397
	RMS _t × Grupo × Intervenção		0,484	0,011	0,770	0,172
	RMS _t × Grupo × Sexo		1,542	0,035	0,185	0,505
	RMS _t × Intervenção × Sexo		0,792	0,019	0,545	0,267
	RMS _t × Grupo × Intervenção × Sexo		0,868	0,020	0,495	0,292
	ϵ	(4,533;190,400) ^b	(0,00001) ^a			
<i>Between-Subjects Effects</i>	Grupo	1	4,878	0,104	0,033*	0,578
	Intervenção	1	0,445	0,010	0,509	0,100
	Sexo	1	7,515	0,152	0,009*	0,764
	Grupo × Intervenção	1	0,204	0,005	0,654	0,073
	Grupo × Sexo	1	0,642	0,015	0,427	0,123
	Intervenção × Sexo	1	0,455	0,011	0,504	0,101
	Grupo × Intervenção × Sexo	1	2,467	0,055	0,124	0,336
	ϵ	42	(0,002)			

RMS_t= sway postural total ou resultante (g); a) Média Quadrática; b) graus de liberdade dos fatores e do erro. π = Potência; η^2_p = Eta quadrado parcial. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Ao nível do efeito de medidas repetidas do *sway* postural total os resultados mostraram que este só sofre interação em função do sexo ($p=0,004$). Este efeito de interação significativo, sem ser ajustado aos dois dias de avaliação, só prediz uma variação explicada de 4,9% ($\eta^2_p=0,049$) apesar de apresentar uma potência de teste boa ($\pi=0,892$). Além da interação descrita, verificou-se também um efeito na variação média do fator ao longo do tempo ($p<0,0001$), apresentando uma variação explicada de 60,7% ($\eta^2_p=0,607$). Este efeito revelou uma potência de teste excelente ($\pi=1,000$), que através do teste de comparações múltiplas *Bonferroni* realizado posteriormente observaram-se diferenças médias estatisticamente significativas entre quase todos os diferentes momentos de medição.

Ao avaliar efeito de interação entre os fatores independentes sobre a variação média de *sway* postural ao longo do tempo ajustado aos dois dias, verificou-se a ausência de qualquer interação significativa ($p\geq 0,05$).

Por último, quanto aos efeitos principais na variação média do *sway* postural total também não produziram diferenças significativas ($p\geq 0,05$) à exceção dos efeitos principais grupo “*sexo*” ($p=0,033$).

O efeito do grupo DD/NDD prediz uma variação média de *sway* postural em 10,4% ($\eta^2_p=0,104$) apesar de fraca potência de teste ($\pi=0,578$), como tal, deverá ser analisado com cautela. Quando a potência do teste, esta regista valores inferiores a 0,8 o revela a incapacidade que o modelo tem de indicar o efeito de interação entre factores/grupos ser ou não explicado pelo fruto do acaso ou pelo tamanho da amostra (Erro do tipo II). Quanto ao efeito do sexo na variação explicada do *sway* postural revelou um efeito predito de 15,2% ($\eta^2_p=0,152$) e apresentando uma boa potência de teste ($\pi=0,764 \cong 0,8$).

Com recurso ao teste de comparações múltiplas *Bonferroni* realizado posteriormente verificou-se que o grupo DD expressou maior oscilação face ao grupo NDD ($d \approx 0,009$; IC95% [0,001; 0,017]) e quanto ao sexo foram as mulheres que, em média, obtiveram maior oscilação face aos homens ($d \approx 0,011$; IC95% [0,003; 0,019]).

4.9. Modelo linear generalizado para o side-bridge *endurance*

4.9.1. Side-bridge *endurance* direito

Para a validação do MLG foi testado o pressuposto de esfericidade com recurso ao critério de correção de Épsilon, estimado pela estatística de *Huynb-Feldt* ($\epsilon_{H-F}:1,000$). Com base nesta correção assume-se que o modelo proposto é válido (esfericidade assumida).

A Tabela 39 apresenta os resultados do modelo do *endurance* muscular do lado direito enquanto medidas repetidas. Para o modelo MLG consideraram-se como *within factor* o dia de teste (t_0 e t_1) e os diferentes momentos no decorrer do teste; e como *between factor*, o sexo dos indivíduos, o grupo DD/NDD e a intervenção Cont/Exp. Além disso foram também avaliadas as interações entre factores.

Tabela 39 – SBT_{D10} (segundos) enquanto medidas repetidas

		ϕ	F	η^2_p	p	π
<i>Within-Subjects Effects</i>	Fator (Dias)		6,212	0,129	0,017*	0,683
	SBT _{D10} × Grupo		0,181	0,004	0,181	0,070
	SBT _{D10} × Intervenção		0,350	0,008	0,557	0,089
	SBT _{D10} × Sexo		0,174	0,004	0,679	0,069
	SBT _{D10} × Grupo × Intervenção		0,015	0,0001	0,903	0,052
	SBT _{D10} × Grupo × Sexo		0,112	0,003	0,739	0,062
	SBT _{D10} × Intervenção × Sexo		4,751	0,102	0,035*	0,567
	SBT _{D10} × Grupo × Intervenção × Sexo		1,580	0,036	0,216	0,233
	ϵ	(1,000;42,000) ^b	(227,408) ^a			
<i>Between-Subjects Effects</i>	Grupo	1	1,352	0,031	0,251	0,206
	Intervenção	1	0,977	0,023	0,328	0,162
	Sexo	1	50,304	0,545	<0,0001*	1,000
	Grupo × Intervenção	1	0,138	0,003	0,712	0,065
	Grupo × Sexo	1	1,023	0,024	0,318	0,167
	Intervenção × Sexo	1	0,051	0,001	0,823	0,056
	Grupo × Intervenção × Sexo	1	0,093	0,002	0,762	0,060
	ϵ	42				

SBT_{D10}=*endurance* lado direito (segundos); a) Média Quadrática; b) graus de liberdade dos fatores e do erro. π = Potência; η^2_p = Eta quadrado parcial. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Com recurso à tabela anterior constata-se que apenas se registou um efeito de interação entre a variação média dos valores de *endurance* do lado direito por intervenção Cont/Exp em função de homens e mulheres ($p=0,035$), mas rejeita-se este efeito de interação por apresentar uma potência de teste $<0,8$ ($\pi=0,567$). Isto é, a capacidade que o modelo tem de indicar o efeito de interação entre o *endurance* por intervenção em função do sexo poderá ser explicado pelo fruto do acaso ou pelo tamanho da amostra (Erro do tipo II). Também não se verificaram os efeitos de interação

entre a variação média dos valores estimados de *endurance* do lado direito nos diferentes dias de teste pelos grupos DD/NDD e por intervenção Cont/Exp, ajustado por homens e mulheres ($p=0,216$).

Não se registou também qualquer efeito de interação entre o grupo DD/NDD discriminado por sexos ($p=0,739$) ou para os indivíduos integrados nos grupos Cont/Exp ($p=0,903$). Quanto à variação média do *endurance* do lado direito nos diferentes dias de teste não veio a demonstrar um efeito de interação significativo quando combinada por sexo ($p=0,679$) por grupo de intervenção Cont/Exp ($p=0,557$) ou por DD/NDD ($p=0,181$).

No que diz respeito à evolução dos valores estimados de *endurance* do lado direito, face aos diferentes dias de teste verificaram-se diferenças médias significativas de variação ($p=0,017$) que corresponde a uma variação explicada de 12,9% com uma potência de teste de 0,683. Como a potencia é inferior 0,8, esta revela incapacidade do modelo tem de indicar o efeito de interação ser ou não explicado pelo fruto do acaso ou pelo tamanho da amostra (Erro do tipo II), pelo que o resultado deve ser analisado com cautela. Com recurso ao teste ajustado de comparações múltiplas *Bonferroni* realizado posteriormente, esta variação indicou uma diferença média de 8,057 segundos de *endurance* entre t_0 para t_1 e que para um IC de 95% onde a diferença média de *endurance*, em segundos, foi [-14,582; -1,533].

Para os efeitos principais, com recurso ao teste ajustado de comparações múltiplas *Bonferroni* realizado posteriormente, foram os homens, em média, que revelaram valores superiores de *endurance* face às mulheres ($p<0,0001$) com um IC a 95% para as diferenças médias de *endurance*, em segundos, de [34,200; 61,402], por outras palavras, é de esperar que em 95% dos homens os valores de *endurance* variem em média entre 34,2 segundos a 61,4 segundos mais do que as mulheres.

4.9.2. Side-bridge endurance esquerdo

Para a validação do MLG testou-se o pressuposto de esfericidade com recurso ao critério de correção de Épsilon estimado pela estatística de *Huynh-Feldt* ($\epsilon_{H-F}:1,000$). Com base nesta correção assume-se que o modelo proposto é válido (esfericidade assumida).

A homogeneidade das variâncias do modelo anteriormente definido foi avaliada com recurso ao teste Levene e verificou-se que as medições em t_0 ($F_{(7;42)}:1,174$; $p=0,338$) e em t_1 ($F_{(7;42)}:1,226$; $p=0,311$) para o parâmetro SBT_{Esq} revelou igualdade de variâncias para o mesmo parâmetro.

A Tabela 40 reflete o *endurance* muscular do lado esquerdo enquanto medidas repetidas. Para o modelo considerou-se como *within factor* o dia de teste (t_0 e t_1) e como *between factor* o sexo dos indivíduos, grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp. Além disso foram também avaliadas as interações entre factores.

Tabela 40 - SBT_{Esq} (segundos) enquanto medidas repetidas

		Φ	F	η^2_p	p	π
<i>Within-Subjects Effects</i>	Fator (Dias)		2,309	0,052	0,136	0,318
	SBT _{Esq} × Grupo		6,412	0,132	0,015*	0,696
	SBT _{Esq} × Intervenção		0,614	0,014	0,438	0,119
	SBT _{Esq} × Sexo		0,413	0,010	0,524	0,096
	SBT _{Esq} × Grupo × Intervenção		0,859	0,020	0,359	0,148
	SBT _{Esq} × Grupo × Sexo		5,415	0,114	0,025*	0,623
	SBT _{Esq} × Intervenção × Sexo		1,615	0,037	0,211	0,237
	SBT _{Esq} × Grupo × Intervenção × Sexo		0,237	0,006	0,629	0,076
	ϵ	(1,000;42,000) ^b	(198,349) ^a			
<i>Between-Subjects Effects</i>	Grupo	1	7,819	0,157	0,008*	0,780
	Intervenção	1	0,077	0,002	0,783	0,058
	Sexo	1	59,505	0,586	<0,0001*	1,000
	Grupo × Intervenção	1	0,346	0,008	0,560	0,089
	Grupo × Sexo	1	5,856	0,122	0,020*	0,657
	Intervenção × Sexo	1	0,011	0,000	0,918	0,051
	Grupo × Intervenção × Sexo	1	0,948	0,022	0,336	0,158
	ϵ	42				

SBT_{Esq}=*endurance* lado esquerdo (segundos); a) Média Quadrática; b) graus de liberdade dos factores e do erro. π = Potência; η^2_p = Eta quadrado parcial. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Como se pode observar na tabela, ao avaliar a interacção entre a variação média dos valores de *endurance* por grupo DD/NDD, em função do sexo verificou-se diferenças significativas ($p=0,025$), porém, este efeito deve ser interpretado com cautela devido à potência de teste ($\pi=0,623$). De forma semelhante, verificou-se um efeito de interacção entre a variação média do *endurance* e grupo DD/NDD ($p=0,015$), que também neste caso deve ser analisado com reserva devido à potência de teste ($\pi=0,696$).

Por outro lado, não se verificou o efeito de interacção entre a variação média dos valores estimados de *endurance* do lado esquerdo nos diferentes dias de avaliação pelos grupos DD/NDD, por intervenção Cont/Exp e ajustado por sexo ($p=0,629$). Também não se verificou um efeito de interacção entre a variação média dos valores de *endurance* por grupo de intervenção Cont/Exp em função do sexo ($p=0,211$).

Não se registou um efeito de interacção do grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp ($p=0,359$). Quanto à variação média do *endurance* nos diferentes dias de avaliação combinada por sexo não veio a demonstrar um efeito de interacção significativo ($p=0,524$), bem como, ao nível do grupo de intervenção Cont/Exp ($p=0,438$).

No que diz respeito à evolução dos valores estimados de *endurance* nos dois dias de avaliação (medidas repetidas) não se verificaram diferenças significativas na variação média ($p=0,136$).

Quanto aos efeitos principais dos fatores na explicação da variação média do *endurance*, verificaram-se diferenças médias significativas entre os indivíduos do grupo DD/NDD ($p=0,008$) sendo que o grupo prediz esta diferença média em 15,7% ($\eta^2_p=0,15$) e este efeito revelou ser aceitável ($\pi=0,780 \cong 0,8$). Com recurso ao teste ajustado de comparações múltiplas *Bonferroni* realizado posteriormente, esta variação indicou uma diferença média de -16,330 segundos (IC 95% [-28,116; -4,545]). Os indivíduos NDD revelaram valores médios de *endurance* superiores aos indivíduos DD.

No que diz respeito aos efeitos principais, com recurso ao teste ajustado de comparações múltiplas *Bonferroni* realizadas posteriormente, foram os homens que em média revelaram valores superiores de *endurance* do lado esquerdo (diferença média -45,050 segundos; IC 95% [-56,835;-33,264]) face às mulheres ($p<0,0001$) e que este fator prediz uma variação média de *endurance* em 58,6% ($\eta^2_p=0,586$) apesar de uma potência de teste reduzida ($\pi=0,657$) e deverá ser intepretado com cautela. Quanto ao efeito combinado das médias marginais dos indivíduos DD/NDD, discriminadas por sexo, foram, os homens quer no grupo DD quer no grupo NDD que revelaram, em média, valores de *endurance* mais elevados.

Os restantes fatores isolados ou combinados não produziram quaisquer resultados significativos na variação média do *endurance*.

4.9.3. Side-bridge endurance médio

Para a validação do MLG testou-se o pressuposto de esfericidade com recurso ao critério de correção de Épsilon estimado pela estatística de *Huynh-Feldt* ($\epsilon_{H-F}:1,000$). Com base nesta correção assume-se que o modelo proposto é válido (esfericidade assumida).

A Tabela 41 mostra o resultado do MLG no que respeita ao *endurance* muscular médio enquanto medidas repetidas. Para o modelo considerou-se como *within factor* o dia de teste (t_0 e t_1) e como *between factor* o sexo dos indivíduos, grupo DD/NDD e intervenção Cont/Exp. Além disso foram também avaliadas as interações entre fatores.

Tabela 41 – SBT_{Média} (segundos) enquanto medidas repetidas

		φ	F	η^2_p	p	π
<i>Within-Subjects Effects</i>	Fator (Dias)		4,844	0,103	0,033*	0,576
	SBT _{Média} × Grupo		2,465	0,055	0,124	0,335
	SBT _{Média} × Intervenção		0,554	0,013	0,461	0,112
	SBT _{Média} × Sexo		0,328	0,008	0,570	0,087
	SBT _{Média} × Grupo × Intervenção		0,309	0,007	0,581	0,084
	SBT _{Média} × Grupo × Sexo		1,993	0,045	0,165	0,281
	SBT _{Média} × Intervenção × Sexo		3,589	0,079	0,065	0,457
	SBT _{Média} × Grupo × Intervenção × Sexo		0,928	0,022	0,341	0,157
	ϵ	(1,000;42,000) ^b	(179,570) ^a			
<i>Between-Subjects Effects</i>	Grupo	1	4,190	0,091	0,047*	0,516
	Intervenção	1	0,492	0,012	0,487	0,105
	Sexo	1	61,849	0,596	<0,0001*	1,000
	Grupo × Intervenção	1	0,253	0,006	0,618	0,078
	Grupo × Sexo	1	3,149	0,070	0,083	0,411
	Intervenção × Sexo	1	0,006	0,000	0,939	0,051
	Grupo × Intervenção × Sexo	1	0,429	0,010	0,516	0,098
	ϵ	42	(758,257) ^a			

SBT_{Média}=*endurance* médio (segundos); a) Média Quadrática; b) graus de liberdade dos fatores e do erro. π = Potência; η^2_p = Eta quadrado parcial. (*) Significativamente diferente. ($\alpha=0,05$).

Com base no modelo estimado observa-se ausência de efeito de interação entre a variação média dos valores estimados de *endurance* muscular esquerdo nos diferentes dias de avaliação pelos grupos DD/NDD, por intervenção Cont/Exp, ajustado por sexo ($p=0,341$). De forma análoga, também não se verificou efeito estatisticamente significativo para a interação dos valores médios de *endurance* por intervenção Cont/Exp, ajustado por sexo ($p=0,065$).

Para a variação média dos valores de *endurance* por indivíduos do grupo DD/NDD, em função do sexo, de forma semelhante, não se registaram efeitos significativos ($p=0,165$). Também não se registou um efeito de interação de indivíduos do grupo DD/NDD e que estivessem integradas no grupo Cont/Exp ($p=0,581$). Quanto à variação média de *endurance* nos diferentes dias de avaliação combinada por sexo não veio a demonstrar um efeito de interação significativo ($p=0,570$), bem como ao nível do grupo de intervenção Cont/Exp ($p=0,461$). Por fim, também não se verificou um efeito de interação entre a variação média de *endurance* e ter dor ou não ($p=0,124$).

Por outro lado, no que diz respeito à evolução dos valores estimados de *endurance* nos diferentes dias de avaliação (medidas repetidas) observaram-se diferenças médias significativas de variação ($p=0,033$), porém, a potência do teste indica que as diferenças devem ser analisadas com cautela ($\pi=0,576 < 0,8$).

Quanto aos efeitos principais na explicação da variação média de *endurance* isoladamente, verificaram-se diferenças médias entre o grupo DD/NDD ($p=0,047$), apesar de mais uma vez estas diferenças poderão não ser reais ($\pi=0,516 < 0,8$). Entre as médias de *endurance* por sexos também se verificaram diferenças significativas ($p < 0,0001$), com uma potência de teste excelente

($\pi=1,000$). Estas diferenças indicaram que as mulheres apresentam menos *endurance*, avaliado em segundos, comparativamente aos homens ($d \bar{x}=-46,425$; IC95% [-58,338;-34,512]).

5. DISCUSSÃO

Este estudo tem por objetivo descrever e analisar o efeito de um programa de exercícios para prevenção da DL em indivíduos assintomáticos e que desenvolvem DL durante uma tarefa prolongada em pé, em que foi avaliado o *endurance* e co-ativação bilateral do músculo MG, *sway* postural e intensidade da DL. O programa para a prevenção da DL centrou-se em exercícios progressivos de *endurance* e força da musculatura lombo-pélvica, realizado durante 4 semanas. Os participantes foram separados em dois grupos consoante a presença de dor, com 48% dos indivíduos a reportarem o surgimento de DL no primeiro dia de teste.

Para a análise dos resultados consideraram-se diferentes divisões dos participantes em estudo, nomeadamente a discriminação consoante o sexo, o grupo DD/NDD e a intervenção Cont/Exp. Os resultados serão analisados segundo esta classificação para os diferentes aspetos em estudo: dor, co-ativação bilateral do músculo MG, *sway* postural e *endurance* muscular.

No primeiro dia de avaliação o valor médio da dor máxima reportada pelos participantes durante o teste variou significativamente entre os grupos DD/NDD, com o grupo DD a registar valores de $20,333 \pm 9,725$ mm e o grupo NDD a registar $2,654 \pm 2,856$ mm na EVA. O resultado deste estudo segue a tendência de estudos anteriores (Marshall et al., 2011; Nelson-Wong et al., 2008) onde um protocolo de teste semelhante foi aplicado, em indivíduos igualmente saudáveis. No entanto, os resultados dos indivíduos DD do presente estudo apresentam valores de dor inferiores aos estudos publicados. Por exemplo, Nelson-Wong e colaboradores (2008) registaram valores médios de dor máxima ao longo do teste situados entre os 30 e os 35 mm na EVA para os indivíduos DD e mais recentemente Marshall e colaboradores (2011) apresentam valores médios entre os 25 e os 35 mm na EVA, portanto um pouco acima do valor de intensidade subjetiva da dor reportada pelos indivíduos DD do presente estudo ($20,333 \pm 9,725$ mm).

Importa ainda realçar que dos 48% dos indivíduos que desenvolveram dor ao teste de indução de DL transitória 16 são mulheres e 8 são homens. De acordo com estudos epidemiológicos, os indivíduos do sexo feminino apresentam mais risco de desenvolver DL que indivíduos do sexo masculino (G. B. Andersson, 1999; Rabais et al., 2003), tendo-se verificado neste estudo um padrão semelhante. Cerca de metade das mulheres que participaram no estudo desenvolveram dor, em contraste com os elementos masculinos cuja frequência foi inferior.

A presença de co-ativação bilateral do músculo MG nos indivíduos classificados como DD foi um padrão consistente no primeiro dia de teste. Para o nível de co-ativação muscular os participantes DD revelaram valores superiores ao grupo NDD e ainda que essa diferença não tenha

apresentado uma expressão estatisticamente significativa ($p \geq 0,05$) no decorrer do teste, segue, no entanto, a tendência registada em estudos anteriores onde foi usada metodologia semelhante - análise de correlação cruzada (R_{xy}) - para quantificar o nível de co-ativação muscular (Marshall et al., 2011; Nelson-Wong et al., 2008). A co-ativação bilateral do músculo MG é apontada como fator predisponente ao desenvolvimento de DL em indivíduos assintomáticos em tarefas prolongadas em pé (Nelson-Wong & Callaghan, 2010b; Nelson-Wong et al., 2008).

Clinicamente, os resultados do presente estudo confirmam os resultados de trabalhos anteriores, contudo, é importante salientar que os valores de co-ativação evidenciados pelos participantes DD são, em média, inferiores aos reportados noutros estudos (Marshall et al., 2011; Nelson-Wong et al., 2008). Por exemplo, Nelson-Wong e colaboradores (2008) obtiveram valores de R_{xy} no intervalo de 0 a 0,25 com desvio padrão reduzido para o grupo DD. Importa realçar que no estudo em causa os autores só verificaram diferenças estatisticamente significativas entre grupos DD/NDD para a co-ativação bilateral do músculo MG quando procederam à exclusão de 6 participantes que tinham sido incorretamente classificados nos grupos DD/NDD em função dos níveis de co-ativação (Nelson-Wong et al., 2008). Posteriormente Marshall e colaboradores (2011), num trabalho com desenho metodológico igualmente semelhante ao do presente estudo, obtiveram valores médios de co-ativação R_{xy} para o grupo DD de $0,69 \pm 0,04$ e para o grupo NDD $0,49 \pm 0,03$. No presente estudo, os valores médios de R_{xy} são substancialmente mais baixos do que os registados pelos estudos anteriores e situam-se entre os 0,153 e 0,199 no grupo classificado como DD, muito embora apresentem desvios padrão elevados, entre 0,352 e 0,423, tornando por vezes difícil a interpretação dos resultados.

No primeiro dia de teste a variação do *sway* postural nos participantes DD revelou valores em média superiores aos participantes NDD, nomeadamente no plano frontal (eixo x), bem como no somatório dos eixos em vários momentos do teste, e em alguns casos foram significativamente diferentes entre os grupos ($p < 0,05$). Em diversos estudos está registado o aumento das medidas de *sway* postural em indivíduos com DL crónica (della Volpe et al., 2006; Henry et al., 2006; Popa et al., 2007; Ruhe et al., 2011a), este padrão surge também em indivíduos assintomáticos mas com predisposição ao desenvolvimento de DL (Gregory & Callaghan, 2008); fato igualmente observado no presente estudo.

Ao comparar entre sexos, também se registou diferenças significativas ($p < 0,05$) ao nível dos valores médios de *sway* postural no primeiro dia de teste, com as mulheres a expressarem valores mais elevados de *sway* que os homens. Um aspeto a considerar é o *endurance* muscular da região lombo-pélvica, que se mostrou significativamente diferente ($p < 0,001$) entre mulheres e homens, com valores médios superiores nos homens. Associando estes dados com o papel do músculo MG

como estabilizador da anca (Kapandji, 1990; Standring, 2008) os dados parecem sugerir que o baixo *endurance* pode influenciar o aumento do *sway* postural nas mulheres. Quando analisados dados de indivíduos com artrite reumatóide, Ekdahl (1992) revela que o controle postural na referida população está relacionado não só com a idade e com o sexo, mas também com o *endurance* muscular e até com os níveis de ansiedade, variando na mesma direção observada neste estudo (Ekdahl, 1992).

Para o *side-bridge endurance* os valores médios obtidos no primeiro dia de teste foram diferentes entre os indivíduos DD/NDD, assumindo esta diferença significância estatística para o lado esquerdo ($p=0,016$). Os indivíduos do grupo DD ($49,48\pm25,23$ segundos) apresentaram valores médios de *endurance* muscular inferiores aos indivíduos do grupo NDD ($66,58\pm36,32$ segundos). Os resultados são concordantes com estudos anteriores (Marshall et al., 2011). Marshall e colaboradores (2011) verificaram que o *endurance* muscular é mais elevado para indivíduos que não desenvolvem dor ao teste de indução de DL transitória comparativamente aos que desenvolvem dor, tendo registado valores médios de $78,0\pm29,1$ segundos para os indivíduos DD e $112,7\pm29,1$ segundos para os indivíduos NDD. O *side-bridge endurance* é considerado uma metodologia de teste útil para identificar indivíduos que beneficiem de um programa de exercícios para a DL (Marshall et al., 2011) e no presente estudo o teste em causa efetivamente revelou diferenças com relevo clínico entre os indivíduos que desenvolveram dor e os que não desenvolveram, seguindo a tendência expressa em estudos anteriores.

Também entre sexos o *endurance* muscular revelou-se significativamente diferente ($p<0,001$) no dia 1 de teste. McGill e colaboradores (1999) procuraram estabelecer valores normativos de *endurance* muscular pelo uso do SBT. A amostra usada foi composta por indivíduos saudáveis recrutados de uma população académica e expressou valores médios de *endurance* muscular nas mulheres de 72 ± 31 segundos para o lado direito e 77 ± 35 segundos para o lado esquerdo. Já os homens apresentaram valores superiores, nomeadamente 94 ± 34 segundos para o lado direito e 97 ± 35 segundos para o lado esquerdo. No presente estudo os valores de *endurance* muscular obtidos para as mulheres foram de $39,68\pm17,60$ segundos no lado direito e $40,71\pm16,32$ segundos no lado esquerdo e para os homens obteve-se $88,74\pm32,86$ segundos no lado direito e $87,32\pm33,23$ segundos no lado esquerdo. É possível constatar que, comparativamente a valores de McGill e colaboradores (1999), no presente estudo os valores médios de *endurance* em ambos os lados, tanto em homens como em mulheres, foram inferiores mas não necessariamente diferentes. Ainda assim, mais uma vez, os resultados obtidos expressam a mesma tendência do estudo citado, ou seja, quando avaliado pelo SBT, as mulheres apresentam valores de *endurance* muscular inferiores aos homens.

A primeira hipótese colocada neste estudo foi que os indivíduos DD_{Exp} iriam reduzir a intensidade subjetiva da dor em resultado da participação no programa de exercícios em comparação com os indivíduos DD_{Cont}. Os resultados obtidos permitem em parte confirmar a hipótese colocada. Os indivíduos que inicialmente desenvolveram DL pelo teste de indução de DL transitória parecem ter obtido um impacto positivo ao nível da intensidade subjetiva da dor por terem realizado um programa de exercícios durante 4 semanas focado no *endurance* e fortalecimento da musculatura lombo-pélvica. Ao avaliar a variação da máxima intensidade da dor nos dois dias de teste (t_0 e t_1) é possível constatar que os valores são significativamente diferentes ($p < 0,05$). No segundo dia de teste a intensidade da dor reportada pelos participantes DD_{Exp} foi inferior. Em resultado da intervenção Cont/Exp também se verifica ter havido redução significativa ($p = 0,006$) nos níveis máximos de dor. Este resultado indica que houve uma redução clinicamente relevante na intensidade subjetiva da dor durante a atividade de estar de pé para os participantes que realizaram os exercícios.

Ainda assim, quando analisada a interferência do grupo DD/NDD com a intervenção Cont/Exp, a alteração verificada ao nível da dor não assume valores de relevo estatístico ($p \geq 0,05$), sendo este resultado diferente de outros estudos publicados com protocolo semelhante (Nelson-Wong & Callaghan, 2010a). As amostras deste estudo e do citado diferem consideravelmente nos valores dos desvios padrão apresentados para a EVA, sendo estes superiores na amostra do presente estudo. Por outro lado, as amostras dos estudos são diferentes, neste estudo a amostra foi obtida da comunidade em geral, enquanto no estudo citado a amostra foi composta por indivíduos de uma população universitária. Estes aspetos revelam não só uma maior variabilidade dos indivíduos aqui avaliados, mas também pode justificar alguma falta de significância nos resultados quando a intensidade da dor é cruzada com o grupo e a intervenção. Observando os efeitos principais da variação da dor ajustado ao dia verifica-se haver um efeito significativo da intervenção Cont/Exp ajustada ao grupo DD/NDD ($p = 0,036$), sugerindo que através da conjugação destes dois aspetos, pode-se afirmar que o fato de o participante ter inicialmente dor esta é afetada pela intervenção.

Relativamente à co-ativação bilateral do músculo MG era expectável, após a participação no programa de exercícios, que os níveis de co-ativação reduzissem nos indivíduos DD_{Exp} relativamente aos indivíduos DD_{Cont} (hipótese 2). O modelo de medidas repetidas que combina os momentos com os dias de teste não revelou diferenças significativas ($p < 0,05$) para o grupo DD/NDD, intervenção Cont/Exp e sexo, ou para qualquer interação entre estes. Assim, pode afirmar-se que ao nível da co-ativação bilateral do músculo MG o programa de exercícios não revelou os resultados esperados. Num estudo anterior com metodologia e participantes de características semelhantes, Nelson-Wong e Callaghan (2010a) verificaram que um programa

centrado em exercícios de estabilidade e fortalecimento da musculatura do tronco apenas promoveu a redução significativa da co-ativação bilateral do músculo MG nos homens DD_{Exp}, não tendo as mulheres DD_{Exp} demonstrado resposta semelhante, sugerindo que este parâmetro é de difícil análise estatística.

Os valores médios de co-ativação registados neste estudo nos dois momentos de teste seguiram o padrão de estudos anterior onde foi usada a mesma metodologia para quantificar a co-ativação, o coeficiente de correlação cruzada R_{xy} (Marshall et al., 2011; Nelson-Wong & Callaghan, 2010b), mas, conforme já abordado, com valores médios inferiores. Segundo propõem Nelson-Wong e Callaghan (2010a) a co-ativação bilateral do músculo MG pode representar uma estratégia mal-adaptada para a incapacidade das estruturas circundantes à coluna assegurarem o adequado controlo postural ao nível do tronco e que por conseguinte representa um fator predisponente ao desenvolvimento de DL para a tarefa de estar de pé. A bibliografia indica a co-ativação bilateral do músculo MG como fator predisponente ao desenvolvimento de DL na posição de pé, mesmo antes de qualquer relato de dor (Nelson-Wong & Callaghan, 2010b; Nelson-Wong et al., 2008). Os participantes no presente estudo registaram valores baixos de co-ativação, expressando uma estratégia adequada ao controlo da estabilidade postural, não sendo por isso evidente diferenças após a intervenção pelo exercício. Por outras palavras, é possível que os participantes neste estudo, ainda que classificados como DD segundo o valor da mínima diferença clinicamente significativa para a EVA (Kelly, 1998), tenham estruturas com a capacidade de assegurar a estabilidade postural durante o teste e assim, não se manifestou a necessidade de elevados valores de co-ativação em qualquer um dos momentos de avaliação, e por conseguinte, o resultado da participação no programa de exercícios também não se manifestou. A este fato excetuam-se os casos particulares que registaram valores mais elevados de co-ativação que contribuíram deste modo para o elevado desvio padrão registado.

No que concerne às estratégias para manutenção da estabilidade lombo-pélvica, sujeitos saudáveis têm demonstrado a presença de co-contração dos músculos anteriores e posteriores do tronco em posturas eretas com fim a assegurar a estabilidade da coluna (Cholewicki et al., 1999; Granata & Marras, 2000; P. J. Lee et al., 2006), mesmo em situações de pouca exigência e baixa carga (Granata & Marras, 2000). Esta estratégia é considerada como normal e benéfica à estabilidade da coluna, não só em indivíduos assintomáticos, como também em indivíduos saudáveis que desenvolvem DL pela manutenção da posição de pé (Nelson-Wong & Callaghan, 2010a); além de ocorrer também em indivíduos com DL crónica e recorrente (Jones et al., 2012; G. L. Moseley & Hodges, 2005; G. L. Moseley et al., 2004a; van Dieën et al., 2003). Assim, este poderá ser o mecanismo usado pelos indivíduos DD do presente estudo para assegurar a estabilidade da coluna

durante o teste de indução de DL transitória. Uma vez que a intensidade de DL reportada foi baixa, não se manifestou a necessidade de alterar a estratégia, em particular, pelo mecanismo protetivo de aumento da co-ativação bilateral do músculo MG.

Para a hipótese colocada referente às alterações promovidas pelo programa de exercícios ao nível do *sway* postural, era expectável que os indivíduos DD_{Exp} viessem a reduzir o *sway* postural em resultado da intervenção pelo exercício em comparação com os indivíduos DD_{Cont} (hipótese 3). No primeiro dia de teste os participantes DD/NDD evidenciaram diferenças significativas ($p < 0,05$) nos valores médios de *sway* postural em alguns momentos do teste, com os indivíduos DD a expressarem mais oscilações mas também maiores desvios padrão que os indivíduos NDD, como expectável. No entanto, ao avaliar unicamente os indivíduos DD consoante o grupo de intervenção DD_{Cont}/DD_{Exp} no primeiro dia de teste, as diferenças significativas deixam de estar presentes, sendo portanto os grupos equivalentes antes da intervenção pelo exercício realizada pelos DD_{Exp}. Após o treino, não é possível afirmar-se que a participação no programa de exercícios tenha produzido o efeito estatístico esperado ao nível do *sway* postural dos indivíduos DD. A obtenção de resultados diferentes aos delineados na hipótese do trabalho pode ser atribuída a alguns aspetos que importa considerar. Della Volpe e colaboradores (2006) evidenciam que indivíduos com DL apresentam valores de *sway* postural comparáveis a indivíduos controlo em situações de menor desafio. No presente estudo, ainda que os participantes tenham permanecido de pé por um longo período, é possível que a atividade não tenha sido suficientemente exigente a fim de causar desafios ao controlo postural. Assim, qualquer efeito do exercício ao nível do *sway* postural pode não se ter revelado na medida em que a tarefa não representou um desafio suficiente.

Resultados de estudos anteriores indicam que a alteração em medidas de DL auto-reportadas está intrinsecamente relacionada com as variações ao nível do *sway* postural (Ruhe et al., 2012). No presente estudo a redução da intensidade da dor na sequência do programa de exercícios não foi concomitante com a redução do *sway* postural. Vários aspetos podem ter contribuído para os resultados encontrados. Primeiramente, a amostra em estudo foi composta por indivíduos jovens e saudáveis, cuja DL máxima induzida pelo teste não excedeu em média os $20,333\text{g} \pm 9,725$ no primeiro dia de teste para os indivíduos classificados como DD e desceu para $8,792\text{g} \pm 8,997$ no segundo dia de teste. Ruhe e colaboradores (2011b) referem que há relação entre medidas de *sway* postural com a intensidade da dor mas que estas variações só se registam em intensidades médias e altas de dor (Ruhe et al., 2011b). O valor médio do *sway* postural pode não ter registado alterações resultantes da participação no programa de exercícios em virtude da baixa intensidade de dor induzida pelo teste nos participantes nas duas avaliações. Importa referir que já se tinha constatado

o desenvolvimento de DL num sub-grupo de indivíduos em estudo segundo valores da mínima mudança detetável para a EVA, a intensidade de dor reportada foi marcadamente inferior à verificada noutros estudos onde o mesmo protocolo indutor de DL foi utilizado.

Dentro desta variável, é interessante notar que na direção M/L (eixo x) ao longo do tempo e ajustado aos dias de teste foram registadas variações médias significativas ($p < 0,05$) no *sway* postural, sem que contudo tivesse alguma interação com o grupo DD/NDD, intervenção Cont/Exp ou sexo, em alguma destas categorias.

No eixo y, que corresponde a deslocações em altura, não foram encontradas diferenças significativas ao longo do teste ou nos dois dias de avaliação decorrentes da participação no programa de exercícios. A natureza da tarefa que os participantes desempenharam ao longo do teste de indução de DL transitória não exigia movimento no eixo em causa, podendo este aspeto justificar os resultados encontrados.

Na direção A/P (eixo z) também não se registaram alterações nos valores médios de *sway* postural ao longo do teste ou nos dois dias de avaliação. Contudo a análise dos efeitos principais revela que o sexo dos participantes prediz a variação média do *sway* postural neste plano, nomeadamente as mulheres apresentaram mais oscilações que os homens.

Para a manutenção do equilíbrio durante as atividades diárias ocorrem frequentemente ajustes posturais (Winter et al., 2003). Para a direção A/P encontram-se descritas tanto a estratégia da anca como a estratégia do tornozelo. A estratégia do tornozelo aplica-se na posição de pé durante pequenas perturbações da postura e prediz que os músculos flexores plantares e dorsais atuem no sentido de controlar e manter o equilíbrio, sendo esta estratégia a mais usada durante a posição de pé no plano sagital (Gatev et al., 1999). Em situações de maior perturbação ao equilíbrio ou quando os músculos que circundam o tornozelo não conseguem assegurar a estabilidade, aumenta o uso dos mecanismos da anca, pela estratégia da anca, primeiramente no plano sagital, ou nos planos sagital e frontal para maiores perturbações ao equilíbrio (Gatev et al., 1999; Winter et al., 2003). Rhue e colaboradores (2011a) apontam que o aumento do *sway* postural na direção A/P é frequente em indivíduos com DL. A bibliografia não descreve diferenças entre homens e mulheres no que concerne ao uso das estratégias de controlo postural, mas foi possível verificar que as mulheres que participaram no estudo apresentaram mais desequilíbrios no plano sagital (direção A/P), e que portanto fizeram maior uso da estratégia do tornozelo para a manutenção do equilíbrio. Ou seja, a tarefa representou um desafio maior para as mulheres do que para os homens, mas que ainda assim não foi excessivamente exigente já que no plano M/L os valores de *sway* por sexo foram semelhantes.

A última hipótese apresentada refere-se às alterações promovidas pelo programa de exercícios ao nível do *endurance* muscular da região lombo-pélvica (*side-bridge endurance*). Colocou-se a hipótese que, em resultado da participação no programa de exercícios proposto, os indivíduos DD_{Exp} aumentassem o *endurance* muscular comparativamente aos indivíduos DD_{Cont} (hipótese 4). Os resultados obtidos permitem em parte confirmar esta hipótese. Os resultados do presente estudo revelam que o valor médio do *endurance* variou entre os dois dias de teste pela conjugação da intervenção Cont/Exp e o sexo dos participantes, ainda que ao nível estatístico esta alteração não se tenha mostrado significativa ($p \geq 0,05$), clinicamente pode afirmar-se ser um resultado expressivo em resposta ao programa de intervenção proposto. Este aspeto é interessante na medida em que homens e mulheres poderão apresentar respostas diferentes em resultado da participação no mesmo programa de exercícios. Em termos clínicos, os resultados do estudo sugerem que o programa de exercícios em causa promove o aumento do *endurance* ao nível da musculatura da anca e estruturas do tronco associadas, em função do sexo. A análise dos efeitos principais revela que a variação média do *endurance* foi significativamente diferente ($p < 0,05$) por sexos, tendo-se verificado que as mulheres registaram valores de *endurance* inferiores aos homens, apesar de ambos os sexos mostrarem ter tido benefícios com o programa de exercícios.

Na conjugação dos grupos DD/NDD em função do sexo na avaliação dos efeitos principais, para o lado esquerdo pode observar-se resultados concordantes com o esperado. Este aspeto reforça que o sexo é determinante na variação dos valores médios de *endurance* em resposta a um programa de exercícios.

A obtenção de valores de *endurance* com peso estatístico reduzido pode ter sido devida ao programa de exercícios em causa focar o *endurance* e a força muscular dos músculos lombo-pélvicos e a avaliação do seu efeito tenha recaído apenas sobre o *endurance* muscular. Ekstrom e colaboradores (2007) apontam que exercícios que produzam sinais de amplitude EMG com valores médios inferiores a 45% da CMV são benéficos para o treino de *endurance* e estabilidade muscular, enquanto exercícios que produzam efeitos na amplitude de EMG com valores médios superiores a 45% da CMV representam um estímulo para ganho de força. Estudos anteriores confirmam que cargas de 45 a 50% de 1RM têm mostrado aumentar a força em indivíduos não treinados (Anderson & Kearney, 1982; Sale, Jacobs, MacDougall, & Garner, 1990). Ao avaliarem individualmente a ativação muscular produzida na maioria dos exercícios que integram o programa proposto neste trabalho, Ekstrom e colaboradores (2007) verificaram a existência de elevados valores de desvio padrão nos sinais EMG. Segundo os autores, este aspeto pode levar a que determinados indivíduos, consoante o seu nível de força inicial, possam beneficiar dos exercícios de forma diferente, ou seja, o mesmo exercício pode ter efeito ao nível do *endurance* ou da força,

dependendo do nível de condicionamento muscular prévio do indivíduo e a ativação muscular gerada. Como o *endurance* muscular está implicado no desenvolvimento de DL, e não a força, pela manutenção da posição de pé (Marshall et al., 2011) optou-se por avaliar este parâmetro da performance muscular em detrimento da força, não se excluindo contudo, a possibilidade do programa de exercícios estabelecido ter promovido um efeito benéfico também a esse nível.

O programa de exercícios proposto foi construído tendo por base trabalhos experimentais onde foi demonstrado que os exercícios em causa promovem a ativação máxima do músculo MG, dos músculos abdominais (anteriores e laterais) bem como da musculatura extensora do tronco. Igualmente importante, tanto na prevenção como no tratamento da DL, é a seleção de exercícios que não sejam nocivos às estruturas envolvidas, em particular que não aumentem a carga compressiva da coluna e este aspeto foi tido em consideração na seleção dos exercícios propostos.

De uma forma global os resultados demonstram o impacto positivo do programa de exercícios na intensidade da dor e resultados discretos ao nível da co-ativação muscular, *endurance* muscular e *sway* postural. O conjunto de exercícios reunido, ainda que não tenha demonstrado efetividade na alteração de fatores preditivos ao desenvolvimento de DL, mostrou-se clinicamente útil na redução da intensidade da DL induzida pela manutenção da posição de pé em indivíduos saudáveis. Assim, em situações de DL crónica e recorrente em que o exercício seja recomendado para controlo da dor (Choi et al., 2010; Hayden et al., 2005; Koes et al., 2010; van Middelkoop et al., 2010) o programa de *endurance* e fortalecimento da musculatura lombo-pélvica proposto neste trabalho poderá representar uma estratégia de intervenção efetiva. Assim, em estudos futuros sugere-se a aplicação do programa de exercícios a uma amostra clínica de indivíduos com DL com indicação onde o exercício seja recomendado.

O presente estudo apresenta limitações que devem ser atendidas. Primeiramente, a impossibilidade de obter um número superior de participantes. Futuramente seria interessante reproduzir a metodologia e procedimentos de estudo usado neste trabalho numa amostra maior, bem como uma seleção criteriosa dos indivíduos de modo a reduzir o fator de variabilidade, para que de um modo sistemático seja analisado o comportamento destas variáveis num grupo mais homogêneo.

Os resultados do presente estudo não estabelecem relação entre intensidade da dor, *endurance* muscular, co-ativação do músculo MG ou medidas de controlo postural, já que não era esse o objetivo do trabalho. No entanto, estudos anteriores mostram haver relação entre a co-ativação muscular e o controlo postural em indivíduos idosos (Nagai et al., 2011) e em mulheres com dor patelofemural está descrita a relação da performance dos músculos abdutores da anca com a estabilidade postural dinâmica (S. P. Lee et al., 2012), que poderá ser avaliado em trabalhos

futuros. Os trabalhos futuros também deverão averiguar a existência e sentido dessas relações em indivíduos com predisposição ao desenvolvimento de DL, o que poderá ter utilidade clínica na definição de estratégias de prevenção.

CONCLUSÃO

Em indivíduos saudáveis constata-se a existência de um sub-grupo com predisposição ao desenvolvimento de DL pela manutenção da postura de pé. Os indivíduos em questão, além de reportarem DL numa tarefa prolongada em pé, apresentam um conjunto de características que os diferenciam dos indivíduos que nas mesmas condições não desenvolvem dor. Essas características são a presença de co-ativação bilateral do músculo MG; reduzido *endurance* muscular da região lombo-pélvica e *sway* postural aumentado. No presente trabalho foi possível verificar esta tendência, contudo, para o conjunto de indivíduos em estudo só a dor e *endurance* muscular se mostraram significativamente diferentes entre os grupos que desenvolveram e não desenvolveram dor.

O programa de exercício proposto para promover a alteração das características associadas ao desenvolvimento de DL em indivíduos assintomáticos foi baseado no *endurance* e fortalecimento da musculatura da região lombo-pélvica. O programa em causa mostra um efeito positivo na redução da intensidade subjetiva da dor em indivíduos com predisposição ao desenvolvimento de DL pela manutenção da posição de pé.

Para a co-ativação bilateral do músculo MG e *sway* postural aumentado o programa de exercícios mostra ter um impacto limitado, com alterações marginais e sem importância clínica relevante. No *endurance* muscular o programa de exercícios considerado revela um impacto clinicamente útil.

Dado o efeito positivo do programa de exercícios em estudo em particular na redução da intensidade da DL, sugere-se futuros trabalhos que avaliem o seu efeito numa população clínica de indivíduos com DL, onde o exercício seja aconselhado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abasolo, L., Lajas, C., Leon, L., Carmona, L., Macarron, P., Candelas, G., Jover, J. A. (2011). Prognostic factors for long-term work disability due to musculoskeletal disorders. *Rheumatol Int.* doi: 10.1007/s00296-011-2264-5
- Akuthota, V., & Nadler, S. F. (2004). Core strengthening. [Review]. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(3 Suppl 1), S86-92.
- Alaranta, H., Luoto, S., Heliovaara, M., & Hurri, H. (1995). Static back endurance and the risk of low-back pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 10(6), 323-324.
- Alcouffe, J., Manillier, P., Brehier, M., Fabin, C., & Faupin, F. (1999). Analysis by sex of low back pain among workers from small companies in the Paris area: severity and occupational consequences. *Occup Environ Med*, 56(10), 696-701.
- Alexander, K. M., & LaPier, T. L. (1998). Differences in static balance and weight distribution between normal subjects and subjects with chronic unilateral low back pain. [Clinical Trial Controlled Clinical Trial]. *J Orthop Sports Phys Ther*, 28(6), 378-383.
- Andersen, J. H., Haahr, J. P., & Frost, P. (2007). Risk factors for more severe regional musculoskeletal symptoms: a two-year prospective study of a general working population. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Arthritis Rheum*, 56(4), 1355-1364. doi: 10.1002/art.22513
- Anderson, T., & Kearney, J. T. (1982). Effects of three resistance training programs on muscular strength and absolute and relative endurance. *Res Q Exerc Sport*, 53(1), 1-7.
- Andersson, E. A., Nilsson, J., Ma, Z., & Thorstensson, A. (1997). Abdominal and hip flexor muscle activation during various training exercises. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 75(2), 115-123.
- Andersson, G. B. (1999). Epidemiological features of chronic low-back pain. [Review]. *Lancet*, 354(9178), 581-585. doi: 10.1016/S0140-6736(99)01312-4
- Aramaki, Y., Nozaki, D., Masani, K., Sato, T., Nakazawa, K., & Yano, H. (2001). Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Exp Brain Res*, 136(4), 463-473.
- Arokoski, J. P., Valta, T., Kankaanpää, M., & Airaksinen, O. (2004). Activation of lumbar paraspinal and abdominal muscles during therapeutic exercises in chronic low back pain patients. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(5), 823-832.
- Bakker, E. W., Verhagen, A. P., van Trijffel, E., Lucas, C., & Koes, B. W. (2009). Spinal mechanical load as a risk factor for low back pain: a systematic review of prospective

- cohort studies. [Meta-Analysis Review]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 34(8), E281-293. doi: 10.1097/BRS.0b013e318195b257
- Barbier, F., Allard, P., Guelton, K., Colobert, B., & Godillon-Maquinghen, A. P. (2003). Estimation of the 3-D center of mass excursion from force-plate data during standing. [Clinical Trial Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't Validation Studies]. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 11(1), 31-37. doi: 10.1109/TNSRE.2003.810433
- Bell, J. A., & Burnett, A. (2009). Exercise for the primary, secondary and tertiary prevention of low back pain in the workplace: a systematic review. [Meta-Analysis Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. *J Occup Rehabil*, 19(1), 8-24. doi: 10.1007/s10926-009-9164-5
- Bellew, J. W., Panwitz, B. L., Peterson, L., Brock, M. C., Olson, K. E., & Staples, W. H. (2009). Effect of acute fatigue of the hip abductors on control of balance in young and older women. [Comparative Study]. *Arch Phys Med Rehabil*, 90(7), 1170-1175. doi: 10.1016/j.apmr.2009.01.025
- Benvenuti, F., Mecacci, R., Gineprari, I., Bandinelli, S., Benvenuti, E., Ferrucci, L., Stanhope, S. J. (1999). Kinematic characteristics of standing disequilibrium: reliability and validity of a posturographic protocol. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(3), 278-287.
- Betker, A. L., Moussavi, Z. M., & Szturm, T. (2006). Center of mass approximation and prediction as a function of body acceleration. [Clinical Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 53(4), 686-693. doi: 10.1109/TBME.2006.870222
- Bolglia, L. A., Malone, T. R., Umberger, B. R., & Uhl, T. L. (2008). Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*, 38(1), 12-18. doi: 10.2519/jospt.2008.2462
- Bolglia, L. A., & Uhl, T. L. (2007). Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *J Electromyogr Kinesiol*, 17(1), 102-111. doi: 10.1016/j.jelekin.2005.11.007
- Boren, K., Conrey, C., Le Coguic, J., Paprocki, L., Voight, M., & Robinson, T. K. (2011). Electromyographic analysis of gluteus medius and gluteus maximus during rehabilitation exercises. *Int J Sports Phys Ther*, 6(3), 206-223.
- Borenstein, D. G. (2001). Epidemiology, etiology, diagnostic evaluation, and treatment of low back pain. [Review]. *Curr Opin Rheumatol*, 13(2), 128-134.
- Brumagne, S., Cordo, P., & Verschueren, S. (2004). Proprioceptive weighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright standing. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Neurosci Lett*, 366(1), 63-66. doi: 10.1016/j.neulet.2004.05.013

- Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. [Comparative Study Review]. *J Electromyogr Kinesiol*, 20(6), 1023-1035. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.07.004
- Burden, A., & Bartlett, R. (1999). Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. [Comparative Study]. *Med Eng Phys*, 21(4), 247-257.
- Burton, A., Balagué, F., Cardon, G., Eriksen, H., Henrotin, H., Lahad, A., van der Beek, A. (2004). European guidelines for prevention in low back pain, available in www.backpaineurope.org
- Burton, A. K., Balague, F., Cardon, G., Eriksen, H. R., Henrotin, Y., Lahad, A., van der Beek, A. J. (2005). How to prevent low back pain. [Review]. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 19(4), 541-555. doi: 10.1016/j.berh.2005.03.001
- Byl, N. N., & Gray, J. M. (1993). Complex balance reactions in different sensory conditions: adolescents with and without idiopathic scoliosis. *J Orthop Res*, 11(2), 215-227. doi: 10.1002/jor.1100110209
- Callaghan, J. P., Gunning, J. L., & McGill, S. M. (1998). The relationship between lumbar spine load and muscle activity during extensor exercises. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Phys Ther*, 78(1), 8-18.
- Castro-Lopes, J., Saramago, P., Romão, J., & Paiva, M. (2010). Pain Proposal – A Dor Crónica em Portugal. Acedido a 20 de Junho, 2012.
- Cheron, G., Bengoetxea, A., Dan, B., & Draye, J. P. (1998). Multi-joint coordination strategies for straightening up movement in humans. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Neurosci Lett*, 242(3), 135-138.
- Choi, B. K., Verbeek, J. H., Tam, W. W., & Jiang, J. Y. (2010). Exercises for prevention of recurrences of low-back pain. [Meta-Analysis Review]. *Occup Environ Med*, 67(11), 795-796. doi: 10.1136/oem.2010.059873
- Chok, B., Lee, R., Latimer, J., & Tan, S. B. (1999). Endurance training of the trunk extensor muscles in people with subacute low back pain. [Clinical Trial Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Phys Ther*, 79(11), 1032-1042.
- Cholewicki, J., Juluru, K., & McGill, S. M. (1999). Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Biomech*, 32(1), 13-17.
- Cholewicki, J., & McGill, S. M. (1996). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 11(1), 1-15.
- Chou, R., Qaseem, A., Snow, V., Casey, D., Cross, J. T., Jr., Shekelle, P., & Owens, D. K. (2007). Diagnosis and treatment of low back pain: a joint clinical practice guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society. [Practice Guideline Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Ann Intern Med*, 147(7), 478-491.

- Claeys, K., Brumagne, S., Dankaerts, W., Kiers, H., & Janssens, L. (2011). Decreased variability in postural control strategies in young people with non-specific low back pain is associated with altered proprioceptive reweighting. *Eur J Appl Physiol*, 111(1), 115-123. doi: 10.1007/s00421-010-1637-x
- Conforto, S., Schmid, M., Camomilla, V., D'Alessio, T., & Cappozzo, A. (2001). Hemodynamics as a possible internal mechanical disturbance to balance. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Gait Posture*, 14(1), 28-35.
- Costa-Black, K. M., Loisel, P., Anema, J. R., & Pransky, G. (2010). Back pain and work. [Review]. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 24(2), 227-240. doi: 10.1016/j.berh.2009.11.007
- Croft, P., Macfarlane, G., & Papageorgiou, A. (1998). Outcome of low back pain in general practice: a prospective study. *British Medical Journal*, 316, 1356-1359.
- Crombez, G., Eccleston, C., Baeyens, F., & Eelen, P. (1996). The disruptive nature of pain: an experimental investigation. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Behav Res Ther*, 34(11-12), 911-918.
- Crombez, G., Eccleston, C., Baeyens, F., & Eelen, P. (1997). Habituation and the interference of pain with task performance. [Clinical Trial Controlled Clinical Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Pain*, 70(2-3), 149-154.
- Crombez, G., Vlaeyen, J. W., Heuts, P. H., & Lysens, R. (1999). Pain-related fear is more disabling than pain itself: evidence on the role of pain-related fear in chronic back pain disability. [Clinical Trial]. *Pain*, 80(1-2), 329-339.
- Culhane, K. M., O'Connor, M., Lyons, D., & Lyons, G. M. (2005). Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. [Review]. *Age Ageing*, 34(6), 556-560. doi: 10.1093/ageing/afi192
- Dagenais, S., Caro, J. J., & Haldeman, S. (2008). A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. *Value in Health*, 11(3), A160-A161. doi: Doi 10.1016/S1098-3015(10)70509-X
- Davis, A. M., Bridge, P., Miller, J., & Nelson-Wong, E. (2011). Interrater and intrarater reliability of the active hip abduction test. [Clinical Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Orthop Sports Phys Ther*, 41(12), 953-960. doi: 10.2519/jospt.2011.3684
- Del Pozo-Cruz, B., Adsuar, J. C., Parraca, J., Del Pozo-Cruz, J., Moreno, A., & Gusi, N. (2012). A web-based intervention to improve and prevent low back pain among office workers: a randomized controlled trial. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Orthop Sports Phys Ther*, 42(10), 831-841. doi: 10.2519/jospt.2012.3980
- della Volpe, R., Popa, T., Ginanneschi, F., Spidalieri, R., Mazzocchio, R., & Rossi, A. (2006). Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back

- pain patients. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Gait Posture*, 24(3), 349-355. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.10.009
- Dierick, F., Domicent, C., & Detrembleur, C. (2002). Relationship between antagonistic leg muscles co-contractions and body centre of gravity mechanics in different level gait disorders. *J Electromyogr Kinesiol*, 12(1), 59-66.
- Distefano, L. J., Blackburn, J. T., Marshall, S. W., & Padua, D. A. (2009). Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Orthop Sports Phys Ther*, 39(7), 532-540. doi: 10.2519/jospt.2009.2796
- Dozza, M., Chiari, L., Chan, B., Rocchi, L., Horak, F. B., & Cappello, A. (2005). Influence of a portable audio-biofeedback device on structural properties of postural sway. *J Neuroeng Rehabil*, 2, 13. doi: 10.1186/1743-0003-2-13
- Du Bois, M., & Donceel, P. (2008). A screening questionnaire to predict no return to work within 3 months for low back pain claimants. *European Spine Journal*, 17, 380-385.
- Duarte, M., & Zatsiorsky, V. M. (2000). On the fractal properties of natural human standing. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Neurosci Lett*, 283(3), 173-176.
- Ekdahl, C. (1992). Postural control, muscle function and psychological factors in rheumatoid arthritis. Are there any relations? [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Scand J Rheumatol*, 21(6), 297-301.
- Ekstrom, R. A., Donatelli, R. A., & Carp, K. C. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*, 37(12), 754-762. doi: 10.2519/jospt.2007.2471
- Eriksen, W., Bruusgaard, D., & Knardahl, S. (2004). Work factors as predictors of intense or disabling low back pain; a prospective study of nurses' aides. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Occup Environ Med*, 61(5), 398-404.
- Escamilla, R. F., Lewis, C., Bell, D., Bramblet, G., Daffron, J., Lambert, S., Andrews, J. R. (2010). Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. [Comparative Study]. *J Orthop Sports Phys Ther*, 40(5), 265-276. doi: 10.2519/jospt.2010.3073
- Ferguson, S. A., Marras, W. S., Burr, D. L., Davis, K. G., & Gupta, P. (2004). Differences in motor recruitment and resulting kinematics between low back pain patients and asymptomatic participants during lifting exertions. [Clinical Trial Controlled Clinical Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(10), 992-999. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2004.08.007
- Ferreira, M. L., Smeets, R. J., Kamper, S. J., Ferreira, P. H., & Machado, L. A. (2010). Can we explain heterogeneity among randomized clinical trials of exercise for chronic back pain?

- A meta-regression analysis of randomized controlled trials. [Meta-Analysis Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Phys Ther*, 90(10), 1383-1403. doi: 10.2522/ptj.20090332
- Franca, F. R., Burke, T. N., Hanada, E. S., & Marques, A. P. (2010). Segmental stabilization and muscular strengthening in chronic low back pain: a comparative study. [Randomized Controlled Trial]. *Clinics (Sao Paulo)*, 65(10), 1013-1017.
- Gage, W. H., Winter, D. A., Frank, J. S., & Adkin, A. L. (2004). Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Gait Posture*, 19(2), 124-132. doi: 10.1016/S0966-6362(03)00037-7
- Gallagher, K. M., Nelson-Wong, E., & Callaghan, J. P. (2011). Do individuals who develop transient low back pain exhibit different postural changes than non-pain developers during prolonged standing? [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Gait Posture*, 34(4), 490-495. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.06.025
- Gardner-Morse, M. G., & Stokes, I. A. F. (2001). Trunk stiffness increases with steady-state effort. *J Biomech*, 34(4), 457-463. doi: Doi 10.1016/S0021-9290(00)00226-8
- Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T., & Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. [Clinical Trial Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *J Physiol*, 514 (Pt 3), 915-928.
- Ghasemzadeh, H., Jafari, R., & Prabhakaran, B. (2010). A body sensor network with electromyogram and inertial sensors: multimodal interpretation of muscular activities. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 14(2), 198-206. doi: 10.1109/TTTB.2009.2035050
- Godfrey, A., Conway, R., Meagher, D., & G, O. L. (2008). Direct measurement of human movement by accelerometry. [Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. *Med Eng Phys*, 30(10), 1364-1386. doi: 10.1016/j.medengphy.2008.09.005
- Granata, K. P., & Marras, W. S. (2000). Cost-benefit of muscle cocontraction in protecting against spinal instability. [Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25(11), 1398-1404.
- Gregory, D. E., Brown, S. H., & Callaghan, J. P. (2008). Trunk muscle responses to suddenly applied loads: do individuals who develop discomfort during prolonged standing respond differently? [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Electromyogr Kinesiol*, 18(3), 495-502. doi: 10.1016/j.jelekin.2006.12.005
- Gregory, D. E., & Callaghan, J. P. (2008). Prolonged standing as a precursor for the development of low back discomfort: an investigation of possible mechanisms. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Gait Posture*, 28(1), 86-92. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.10.005
- Gribble, P. A., & Hertel, J. (2004). Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *J Electromyogr Kinesiol*, 14(6), 641-646. doi: 10.1016/j.jelekin.2004.05.001

- Guimaraes, C. Q., Sakamoto, A. C., Laurentino, G. E., & Teixeira-Salmela, L. F. (2010). Electromyographic activity during active prone hip extension did not discriminate individuals with and without low back pain. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Rev Bras Fisioter*, 14(4), 351-357.
- Guzman, J., Esmail, R., Karjalainen, K., Malmivaara, A., Irvin, E., & Bombardier, C. (2001). Multidisciplinary rehabilitation for chronic low back pain: systematic review. [Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. *BMJ*, 322(7301), 1511-1516.
- Harts, C. C., Helmhout, P. H., de Bie, R. A., & Staal, J. B. (2008). A high-intensity lumbar extensor strengthening program is little better than a low-intensity program or a waiting list control group for chronic low back pain: a randomised clinical trial. [Comparative Study Randomized Controlled Trial]. *Aust J Physiother*, 54(1), 23-31.
- Hayden, J. A., van Tulder, M. W., Malmivaara, A. V., & Koes, B. W. (2005). Meta-analysis: exercise therapy for nonspecific low back pain. [Meta-Analysis Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Ann Intern Med*, 142(9), 765-775.
- Helbostad, J. L., Sturnieks, D. L., Menant, J., Delbaere, K., Lord, S. R., & Pijnappels, M. (2010). Consequences of lower extremity and trunk muscle fatigue on balance and functional tasks in older people: a systematic literature review. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. *BMC Geriatr*, 10, 56. doi: 10.1186/1471-2318-10-56
- Helmhout, P. H., Harts, C. C., Viechtbauer, W., Staal, J. B., & de Bie, R. A. (2008). Isolated lumbar extensor strengthening versus regular physical therapy in an army working population with nonacute low back pain: a randomized controlled trial. [Multicenter Study Randomized Controlled Trial]. *Arch Phys Med Rehabil*, 89(9), 1675-1685. doi: 10.1016/j.apmr.2007.12.050
- Henchoz, Y., & Kai-Lik So, A. (2008). Exercise and nonspecific low back pain: a literature review. [Review]. *Joint Bone Spine*, 75(5), 533-539. doi: 10.1016/j.jbspin.2008.03.003
- Henry, S. M., Hitt, J. R., Jones, S. L., & Bunn, J. Y. (2006). Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. [Controlled Clinical Trial Research Support, N.I.H., Extramural]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(9), 881-892. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.04.016
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. [Comparative Study Evaluation Studies Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(5), 361-374.
- Hicks, G. E., Fritz, J. M., Delitto, A., & McGill, S. M. (2005). Preliminary development of a clinical prediction rule for determining which patients with low back pain will respond to a

- stabilization exercise program. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Arch Phys Med Rehabil*, 86(9), 1753-1762. doi: 10.1016/j.apmr.2005.03.033
- Hodges, P., van den Hoorn, W., Dawson, A., & Cholewicki, J. (2009). Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Biomech*, 42(1), 61-66. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.10.001
- Hodges, P. W., Gurfinkel, V. S., Brumagne, S., Smith, T. C., & Cordo, P. C. (2002). Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. [Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *Exp Brain Res*, 144(3), 293-302. doi: 10.1007/s00221-002-1040-x
- Horak, F. B., Dimitrova, D., & Nutt, J. G. (2005). Direction-specific postural instability in subjects with Parkinson's disease. [Comparative Study Research Support, N.I.H., Extramural Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *Exp Neurol*, 193(2), 504-521. doi: 10.1016/j.expneurol.2004.12.008
- Hortobagyi, T., & DeVita, P. (2000). Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(2), 117-126.
- Hortobagyi, T., Solnik, S., Gruber, A., Rider, P., Steinweg, K., Helseth, J., & DeVita, P. (2009). Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. [Research Support, N.I.H., Extramural]. *Gait Posture*, 29(4), 558-564. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.12.007
- Johanning, E. (2000). Evaluation and management of occupational low back disorders. [Review]. *Am J Ind Med*, 37(1), 94-111.
- Jones, S. L., Henry, S. M., Raasch, C. C., Hitt, J. R., & Bunn, J. Y. (2012). Individuals with non-specific low back pain use a trunk stiffening strategy to maintain upright posture. [Research Support, N.I.H., Extramural]. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(1), 13-20. doi: 10.1016/j.jelekin.2011.10.006
- Kamioka, H., Okuizumi, H., Okada, S., Takahashi, R., Handa, S., Kitayuguchi, J., & Mutoh, Y. (2011). Effectiveness of intervention for low back pain in female caregivers in nursing homes: a pilot trial based on multicenter randomization. [Multicenter Study Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Environ Health Prev Med*, 16(2), 97-105. doi: 10.1007/s12199-010-0170-1
- Kankaanpää, M., Taimela, S., Laaksonen, D., Hanninen, O., & Airaksinen, O. (1998). Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Arch Phys Med Rehabil*, 79(4), 412-417.
- Kapandji, I. A. (1990). *Fisiologia articular - Membro inferior (5th ed.)*. São Paulo: Manole.

- Kelly, A. M. (1998). Does the clinically significant difference in visual analog scale pain scores vary with gender, age, or cause of pain? *Acad Emerg Med*, 5(11), 1086-1090.
- Khaund, R., & Flynn, S. H. (2005). Iliotibial band syndrome: a common source of knee pain. [Review]. *Am Fam Physician*, 71(8), 1545-1550.
- Kiemel, T., Zhang, Y., & Jeka, J. J. (2011). Identification of neural feedback for upright stance in humans: stabilization rather than sway minimization. [Research Support, N.I.H., Extramural Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Neurosci*, 31(42), 15144-15153. doi: 10.1523/JNEUROSCI.1013-11.2011
- Koes, B. W., van Tulder, M., Lin, C. W., Macedo, L. G., McAuley, J., & Maher, C. (2010). An updated overview of clinical guidelines for the management of non-specific low back pain in primary care. [Review]. *Eur Spine J*, 19(12), 2075-2094. doi: 10.1007/s00586-010-1502-y
- Koumantakis, G. A., Watson, P. J., & Oldham, J. A. (2005). Trunk muscle stabilization training plus general exercise versus general exercise only: randomized controlled trial of patients with recurrent low back pain. [Clinical Trial Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Phys Ther*, 85(3), 209-225.
- Krismer, M., & van Tulder, M. (2007). Strategies for prevention and management of musculoskeletal conditions. Low back pain (non-specific). [Review]. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 21(1), 77-91. doi: 10.1016/j.berh.2006.08.004
- Kumar, S. (2001). Theories of musculoskeletal injury causation. [Review]. *Ergonomics*, 44(1), 17-47. doi: 10.1080/00140130120716
- Lafond, D., Champagne, A., Descarreaux, M., Dubois, J. D., Prado, J. M., & Duarte, M. (2009). Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Gait Posture*, 29(3), 421-427. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.10.064
- Lariviere, C., Gagnon, D., & Loisel, P. (2000). The comparison of trunk muscles EMG activation between subjects with and without chronic low back pain during flexion-extension and lateral bending tasks. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(2), 79-91.
- Lee, P. J., Rogers, E. L., & Granata, K. P. (2006). Active trunk stiffness increases with co-contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(1), 51-57. doi: DOI 10.1016/j.jelekin.2005.06.006
- Lee, S. P., Souza, R. B., & Powers, C. M. (2012). The influence of hip abductor muscle performance on dynamic postural stability in females with patellofemoral pain. [Comparative Study]. *Gait Posture*, 36(3), 425-429. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.03.024

- Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & Davis, I. M. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc*, 36(6), 926-934.
- Leinonen, V., Kankaanpää, M., Airaksinen, O., & Hanninen, O. (2000). Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: effects of low back pain and rehabilitation. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Arch Phys Med Rehabil*, 81(1), 32-37.
- Linton, S. J., Boersma, K., Jansson, M., Svard, L., & Botvalde, M. (2005). The effects of cognitive-behavioral and physical therapy preventive interventions on pain-related sick leave: a randomized controlled trial. [Clinical Trial Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Clin J Pain*, 21(2), 109-119.
- Madeleine, P., Voigt, M., & Arendt-Nielsen, L. (1998). Subjective, physiological and biomechanical responses to prolonged manual work performed standing on hard and soft surfaces. [Comparative Study]. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 77(1-2), 1-9.
- Madigan, M. L., Davidson, B. S., & Nussbaum, M. A. (2006). Postural sway and joint kinematics during quiet standing are affected by lumbar extensor fatigue. [Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *Hum Mov Sci*, 25(6), 788-799. doi: 10.1016/j.humov.2006.04.004
- Mancini, M., Horak, F. B., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., & Chiari, L. (2011). Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson's disease. [Research Support, N.I.H., Extramural Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Parkinsonism Relat Disord*, 17(7), 557-562. doi: 10.1016/j.parkreldis.2011.05.010
- Mancini, M., Rocchi, L., Horak, F. B., & Chiari, L. (2008). Effects of Parkinson's disease and levodopa on functional limits of stability. [Controlled Clinical Trial]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23(4), 450-458. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.11.007
- Manek, N. J., & MacGregor, A. J. (2005). Epidemiology of back disorders: prevalence, risk factors, and prognosis. [Review]. *Curr Opin Rheumatol*, 17(2), 134-140.
- Marras, W. S. (2000). Occupational low back disorder causation and control. [Review]. *Ergonomics*, 43(7), 880-902. doi: 10.1080/001401300409080
- Marras, W. S., Ferguson, S. A., Burr, D., Davis, K. G., & Gupta, P. (2004). Spine loading in patients with low back pain during asymmetric lifting exertions. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Spine J*, 14(1), 64-75.
- Marshall, P. W., & Murphy, B. A. (2008). Muscle activation changes after exercise rehabilitation for chronic low back pain. [Randomized Controlled Trial]. *Arch Phys Med Rehabil*, 89(7), 1305-1313. doi: 10.1016/j.apmr.2007.11.051

- Marshall, P. W., Patel, H., & Callaghan, J. P. (2011). Gluteus medius strength, endurance, and co-activation in the development of low back pain during prolonged standing. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Hum Mov Sci*, 30(1), 63-73. doi: 10.1016/j.humov.2010.08.017
- Martinez-Mendez, R., Sekine, M., & Tamura, T. (2011). Postural sway parameters using a triaxial accelerometer: comparing elderly and young healthy adults. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. doi: 10.1080/10255842.2011.565753
- Mayagoitia, R. E., Lotters, J. C., Veltink, P. H., & Hermens, H. (2002). Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Gait Posture*, 16(1), 55-59.
- McBeth, J. M., Earl-Boehm, J. E., Cobb, S. C., & Huddleston, W. E. (2012). Hip muscle activity during 3 side-lying hip-strengthening exercises in distance runners. *J Athl Train*, 47(1), 15-23.
- McDonnell, M. N., Ridding, M. C., Flavel, S. C., & Miles, T. S. (2005). Effect of human grip strategy on force control in precision tasks. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Exp Brain Res*, 161(3), 368-373. doi: 10.1007/s00221-004-2081-0
- McGill, S. M. (1998). Low back exercises: evidence for improving exercise regimens. [Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. *Phys Ther*, 78(7), 754-765.
- McGill, S. M., Childs, A., & Liebenson, C. (1999). Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(8), 941-944.
- McMullen, K. L., Cosby, N. L., Hertel, J., Ingersoll, C. D., & Hart, J. M. (2011). Lower extremity neuromuscular control immediately after fatiguing hip-abduction exercise. *J Athl Train*, 46(6), 607-614.
- Mientjes, M. I., & Frank, J. S. (1999). Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(10), 710-716.
- Moe-Nilssen, R. (1998a). A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2: Gait analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13(4-5), 328-335.
- Moe-Nilssen, R. (1998b). Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Arch Phys Med Rehabil*, 79(11), 1377-1385.
- Moe-Nilssen, R., & Helbostad, J. L. (2002). Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. [Comparative Study]. *Gait Posture*, 16(1), 60-68.
- Moffett, J. K., & Mannion, A. F. (2005). What is the value of physical therapies for back pain? [Review]. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 19(4), 623-638. doi: 10.1016/j.berh.2005.03.005

- Moffroid, M. T. (1997). Endurance of trunk muscles in persons with chronic low back pain: assessment, performance, training. [Comparative Study Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S. Review]. *J Rehabil Res Dev*, 34(4), 440-447.
- Mok, N. W., Brauer, S. G., & Hodges, P. W. (2004). Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(6), E107-112.
- Monteiro, J., Faisca, L., Nunes, O., & Hipolito, J. (2010). [Roland Morris disability questionnaire - adaptation and validation for the Portuguese speaking patients with back pain]. [Validation Studies]. *Acta Med Port*, 23(5), 761-766.
- Moseley, G. L., & Hodges, P. W. (2005). Are the changes in postural control associated with low back pain caused by pain interference? [Comparative Study]. *Clin J Pain*, 21(4), 323-329.
- Moseley, G. L., Nicholas, M. K., & Hodges, P. W. (2004a). Does anticipation of back pain predispose to back trouble? [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Brain*, 127(Pt 10), 2339-2347. doi: 10.1093/brain/awh248
- Moseley, G. L., Nicholas, M. K., & Hodges, P. W. (2004b). Pain differs from non-painful attention-demanding or stressful tasks in its effect on postural control patterns of trunk muscles. *Exp Brain Res*, 156(1), 64-71. doi: 10.1007/s00221-003-1766-0
- Moseley, G. L., Nicholas, M. K., & Hodges, P. W. (2004c). A randomized controlled trial of intensive neurophysiology education in chronic low back pain. [Clinical Trial Comparative Study Randomized Controlled Trial]. *Clin J Pain*, 20(5), 324-330.
- Moseley, L. (2002). Combined physiotherapy and education is efficacious for chronic low back pain. [Clinical Trial Randomized Controlled Trial]. *Aust J Physiother*, 48(4), 297-302.
- Nagai, K., Yamada, M., Uemura, K., Yamada, Y., Ichihashi, N., & Tsuboyama, T. (2011). Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. [Comparative Study]. *Arch Gerontol Geriatr*, 53(3), 338-343. doi: 10.1016/j.archger.2011.01.003
- Nelson-Wong, E., & Callaghan, J. P. (2010a). Changes in muscle activation patterns and subjective low back pain ratings during prolonged standing in response to an exercise intervention. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Electromyogr Kinesiol*, 20(6), 1125-1133. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.07.007
- Nelson-Wong, E., & Callaghan, J. P. (2010b). Is muscle co-activation a predisposing factor for low back pain development during standing? A multifactorial approach for early identification of at-risk individuals. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Electromyogr Kinesiol*, 20(2), 256-263. doi: 10.1016/j.jelekin.2009.04.009

- Nelson-Wong, E., & Callaghan, J. P. (2010c). Repeatability of Clinical, Biomechanical, and Motor Control Profiles in People with and without Standing-Induced Low Back Pain. *Rehabil Res Pract*, 2010, 289278. doi: 10.1155/2010/289278
- Nelson-Wong, E., Flynn, T., & Callaghan, J. P. (2009). Development of active hip abduction as a screening test for identifying occupational low back pain. [Controlled Clinical Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Orthop Sports Phys Ther*, 39(9), 649-657. doi: 10.2519/jospt.2009.3093
- Nelson-Wong, E., Gregory, D. E., Winter, D. A., & Callaghan, J. P. (2008). Gluteus medius muscle activation patterns as a predictor of low back pain during standing. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23(5), 545-553. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2008.01.002
- Nelson-Wong, E., Howarth, S., Winter, D. A., & Callaghan, J. P. (2009). Application of autocorrelation and cross-correlation analyses in human movement and rehabilitation research. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Orthop Sports Phys Ther*, 39(4), 287-295. doi: 10.2519/jospt.2009.2969
- Nelson-Wong, E., Howarth, S. J., & Callaghan, J. P. (2010). Acute biomechanical responses to a prolonged standing exposure in a simulated occupational setting. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Ergonomics*, 53(9), 1117-1128. doi: 10.1080/00140139.2010.500400
- Newell, D., Shead, V., & Sloane, L. (2012). Changes in gait and balance parameters in elderly subjects attending an 8-week supervised Pilates programme. *J Bodyw Mov Ther*, 16(4), 549-554. doi: 10.1016/j.jbmt.2012.02.002
- Nikodelis, T., Kollias, I., & Hatzitaki, V. (2005). Bilateral inter-arm coordination in freestyle swimming: effect of skill level and swimming speed. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Sports Sci*, 23(7), 737-745. doi: 10.1080/02640410400021955
- Nocera, J., Horvat, M., & Ray, C. T. (2009). Effects of home-based exercise on postural control and sensory organization in individuals with Parkinson disease. [Clinical Trial Research Support, N.I.H., Extramural Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Parkinsonism Relat Disord*, 15(10), 742-745. doi: 10.1016/j.parkreldis.2009.07.002
- O'Sullivan, M., Blake, C., Cunningham, C., Boyle, G., & Finucane, C. (2009). Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Age Ageing*, 38(3), 308-313. doi: 10.1093/ageing/afp009
- Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: a review. [Review]. *Neurosci Biobehav Rev*, 36(1), 162-176. doi: 10.1016/j.neubiorev.2011.05.009

- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. [Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *J Spinal Disord*, 5(4), 383-389; discussion 397.
- Popa, T., Bonifazi, M., Della Volpe, R., Rossi, A., & Mazzocchio, R. (2007). Adaptive changes in postural strategy selection in chronic low back pain. *Exp Brain Res*, 177(3), 411-418. doi: 10.1007/s00221-006-0683-4
- Punnett, L., & Wegman, D. H. (2004). Work-related musculoskeletal disorders: the epidemiologic evidence and the debate. [Review]. *J Electromyogr Kinesiol*, 14(1), 13-23. doi: 10.1016/j.jelekin.2003.09.015
- Rabais, S., Nogueira, P., & Falcão, J. (2003). A Dor na população Portuguesa. Alguns Aspectos Epidemiológicos Ecos. Relatório de 2002 do Observatório Nacional de Saúde.
- Rabin, A., Shashua, A., Pizem, K., & Dar, G. (2013). The interrater reliability of physical examination tests that may predict the outcome or suggest the need for lumbar stabilization exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*, 43(2), 83-90. doi: 10.2519/jospt.2013.4310
- Rantonen, J., Luoto, S., Vehtari, A., Hupli, M., Karppinen, J., Malmivaara, A., & Taimela, S. (2012). The effectiveness of two active interventions compared to self-care advice in employees with non-acute low back symptoms: a randomised, controlled trial with a 4-year follow-up in the occupational health setting. [Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Occup Environ Med*, 69(1), 12-20. doi: 10.1136/oem.2009.054312
- Renkawitz, T., Boluki, D., & Grifka, J. (2006). The association of low back pain, neuromuscular imbalance, and trunk extension strength in athletes. *Spine J*, 6(6), 673-683. doi: 10.1016/j.spinee.2006.03.012
- Revill, S. I., Robinson, J. O., Rosen, M., & Hogg, M. I. (1976). The reliability of a linear analogue for evaluating pain. [Clinical Trial Controlled Clinical Trial]. *Anaesthesia*, 31(9), 1191-1198.
- Rhea, M. R., Phillips, W. T., Burkett, L. N., Stone, W. J., Ball, S. D., Alvar, B. A., & Thomas, A. B. (2003). A comparison of linear and daily undulating periodized programs with equated volume and intensity for local muscular endurance. [Clinical Trial Comparative Study Randomized Controlled Trial]. *J Strength Cond Res*, 17(1), 82-87.
- Rocchi, L., Chiari, L., Mancini, M., Carlson-Kuhta, P., Gross, A., & Horak, F. B. (2006). Step initiation in Parkinson's disease: influence of initial stance conditions. [Research Support, N.I.H., Extramural]. *Neurosci Lett*, 406(1-2), 128-132. doi: 10.1016/j.neulet.2006.07.027
- Roelen, C. A., Schreuder, K. J., Koopmans, P. C., & Groothoff, J. W. (2008). Perceived job demands relate to self-reported health complaints. *Occup Med (Lond)*, 58(1), 58-63. doi: 10.1093/occmed/kqm134
- Roffey, D. M., Wai, E. K., Bishop, P., Kwon, B. K., & Dagenais, S. (2010). Causal assessment of occupational standing or walking and low back pain: results of a systematic review.

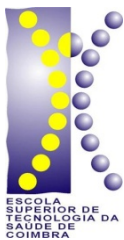
- [Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. *Spine J*, 10(3), 262-272. doi: 10.1016/j.spinee.2009.12.023
- Rogers, M. E., Fernandez, J. E., & Bohlken, R. M. (2001). Training to reduce postural sway and increase functional reach in the elderly. [Clinical Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Occup Rehabil*, 11(4), 291-298.
- Rogers, M. E., Rogers, N. L., Takeshima, N., & Islam, M. M. (2003). Methods to assess and improve the physical parameters associated with fall risk in older adults. [Review]. *Prev Med*, 36(3), 255-264.
- Roland, M., & Morris, R. (1983). A study of the natural history of back pain. Part I: development of a reliable and sensitive measure of disability in low-back pain. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 8(2), 141-144.
- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2011a). Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature. [Comparative Study Review]. *Eur Spine J*, 20(3), 358-368. doi: 10.1007/s00586-010-1543-2
- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2011b). Is there a relationship between pain intensity and postural sway in patients with non-specific low back pain? [Clinical Trial Comparative Study]. *BMC Musculoskelet Disord*, 12, 162. doi: 10.1186/1471-2474-12-162
- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2012). Pain relief is associated with decreasing postural sway in patients with non-specific low back pain. *BMC Musculoskelet Disord*, 13, 39. doi: 10.1186/1471-2474-13-39
- Sale, D. G., Jacobs, I., MacDougall, J. D., & Garner, S. (1990). Comparison of two regimens of concurrent strength and endurance training. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Med Sci Sports Exerc*, 22(3), 348-356.
- Silfies, S. P., Squillante, D., Maurer, P., Westcott, S., & Karduna, A. R. (2005). Trunk muscle recruitment patterns in specific chronic low back pain populations. [Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20(5), 465-473. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.01.007
- Souza, R. B., & Powers, C. M. (2009). Differences in Hip Kinematics, Muscle Strength, and Muscle Activation Between Subjects With and Without Patellofemoral Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(1), 12-19. doi: DOI 10.2519/jospt.2009.2885
- Standring, S. (2008). *Gray's Anatomy - The Anatomical Basis of Clinical Practice. 40th Edition*. London: Churchill Livingstone Elsevier.
- Stokes, I. A., Fox, J. R., & Henry, S. M. (2006). Trunk muscular activation patterns and responses to transient force perturbation in persons with self-reported low back pain. [Research Support, N.I.H., Extramural]. *Eur Spine J*, 15(5), 658-667. doi: 10.1007/s00586-005-0893-7

- Stratford, P. W., Binkley, J., Solomon, P., Finch, E., Gill, C., & Moreland, J. (1996). Defining the minimum level of detectable change for the Roland-Morris questionnaire. [Clinical Trial]. *Phys Ther*, 76(4), 359-365; discussion 366-358.
- Summers, S. (2001). Evidence-based practice part 2: reliability and validity of selected acute pain instruments. [Review]. *J Perianesth Nurs*, 16(1), 35-40. doi: 10.1053/jpan.2001.20657
- Suomi, R., & Kocejka, D. M. (2000). Postural sway characteristics in women with lower extremity arthritis before and after an aquatic exercise intervention. [Clinical Trial Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Arch Phys Med Rehabil*, 81(6), 780-785.
- Tissot, F., Messing, K., & Stock, S. (2009). Studying the relationship between low back pain and working postures among those who stand and those who sit most of the working day. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Ergonomics*, 52(11), 1402-1418. doi: 10.1080/00140130903141204
- Tran, Q. T., Docherty, D., & Behm, D. (2006). The effects of varying time under tension and volume load on acute neuromuscular responses. [Clinical Trial]. *Eur J Appl Physiol*, 98(4), 402-410. doi: 10.1007/s00421-006-0297-3
- Unsgaard-Tondel, M., Fladmark, A. M., Salvesen, O., & Vasseljen, O. (2010). Motor control exercises, sling exercises, and general exercises for patients with chronic low back pain: a randomized controlled trial with 1-year follow-up. [Comparative Study Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Phys Ther*, 90(10), 1426-1440. doi: 10.2522/ptj.20090421
- van Dieen, J. H., Selen, L. P., & Cholewicki, J. (2003). Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. [Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, P.H.S. Review]. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(4), 333-351.
- van Middelkoop, M., Rubinstein, S. M., Kuijpers, T., Verhagen, A. P., Ostelo, R., Koes, B. W., & van Tulder, M. W. (2011). A systematic review on the effectiveness of physical and rehabilitation interventions for chronic non-specific low back pain. [Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. *Eur Spine J*, 20(1), 19-39. doi: 10.1007/s00586-010-1518-3
- van Middelkoop, M., Rubinstein, S. M., Verhagen, A. P., Ostelo, R. W., Koes, B. W., & van Tulder, M. W. (2010). Exercise therapy for chronic nonspecific low-back pain. [Review]. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 24(2), 193-204. doi: 10.1016/j.berh.2010.01.002
- van Tulder, M., Koes, B., & Bombardier, C. (2002). Low back pain. [Review]. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 16(5), 761-775.
- Vlaeyen, J. W., & Crombez, G. (1999). Fear of movement/(re)injury, avoidance and pain disability in chronic low back pain patients. [Comparative Study Review]. *Man Ther*, 4(4), 187-195. doi: 10.1054/math.1999.0199

- Waddell, G., & Burton, A. K. (2001). Occupational health guidelines for the management of low back pain at work: evidence review. [Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. *Occup Med (Lond)*, 51(2), 124-135.
- Waddell, G., & Burton, A. K. (2005). Concepts of rehabilitation for the management of low back pain. [Review]. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 19(4), 655-670. doi: 10.1016/j.berh.2005.03.008
- Weiner, D. K., Sakamoto, S., Perera, S., & Breuer, P. (2006). Chronic low back pain in older adults: prevalence, reliability, and validity of physical examination findings. [Controlled Clinical Trial Research Support, N.I.H., Extramural Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Am Geriatr Soc*, 54(1), 11-20. doi: 10.1111/j.1532-5415.2005.00534.x
- Weiner, S. S., & Nordin, M. (2010). Prevention and management of chronic back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 24(2), 267-279. doi: 10.1016/j.berh.2009.12.001
- Weiss, A., Herman, T., Plotnik, M., Brozgol, M., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2011). An instrumented timed up and go: the added value of an accelerometer for identifying fall risk in idiopathic fallers. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Physiol Meas*, 32(12), 2003-2018. doi: 10.1088/0967-3334/32/12/009
- White, J. L., Ransdell, L. B., Vener, J., & Flohr, J. A. (2005). Factors related to physical activity adherence in women: review and suggestions for future research. [Review]. *Women Health*, 41(4), 123-148. doi: 10.1300/J013v41n04_07
- Winter, D. A., Patla, A. E., Ishac, M., & Gage, W. H. (2003). Motor mechanisms of balance during quiet standing. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(1), 49-56.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Neurophysiol*, 80(3), 1211-1221.
- Woby, S. R., Roach, N. K., Urmston, M., & Watson, P. J. (2007). The relation between cognitive factors and levels of pain and disability in chronic low back pain patients presenting for physiotherapy. *Eur J Pain*, 11(8), 869-877. doi: 10.1016/j.ejpain.2007.01.005
- Youdas, J. W., Guck, B. R., Hebrink, R. C., Rugotzke, J. D., Madson, T. J., & Hollman, J. H. (2008). An electromyographic analysis of the Ab-Slide exercise, abdominal crunch, supine double leg thrust, and side bridge in healthy young adults: implications for rehabilitation professionals. [Comparative Study Randomized Controlled Trial]. *J Strength Cond Res*, 22(6), 1939-1946. doi: 10.1519/JSC.0b013e31818745bf

APÊNDICES

Apêndice I – Carta de explicação do estudo e do consentimento informado



CARTA DE EXPLICAÇÃO DO ESTUDO E DO CONSENTIMENTO INFORMADO

ESTUDO NÃO INVASIVO

Estudo realizado para concretização da tese no âmbito do Curso de Mestrado em Fisioterapia, Especialização em Movimento Humano, da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico de Coimbra.

Título: Efeito de um programa de exercícios para prevenção da dor lombar ao nível da intensidade da dor, aceleração do CoM, endurance e co-ativação do médio glúteo.

Orientador: Prof. Dr. Rui Soles Gonçalves

Aluna de mestrado: Ana Luísa Pires Domingues

OBJETIVO:

O presente estudo tem como objetivo descrever e analisar as mudanças/efeitos originados por um programa de exercícios, tanto a nível muscular como na prevenção de dor na região lombar.

MÉTODO:

Para concretizar o objetivo do estudo, o participante será sujeito a um teste, durante o qual deverá permanecer em pé por duas horas em frente a uma superfície de trabalho. Durante as duas horas terá de realizar diferentes tarefas: classificação de materiais; montagem e desmontagem; e “tédio”, período este em que o participante não deverá fazer qualquer atividade ou ter qualquer interação. Cada tarefa tem a duração de 30 minutos, sendo que a tarefa “tédio” é repetida por duas vezes, em blocos não consecutivos.

Durante o teste, será recolhida informação acerca da atividade eletromiográfica do músculo médio glúteo, através de eletromiografia, à qual o participante estará ligado por elétrodos de superfície (não invasivos). Será também recolhida informação acerca dos deslocamentos do corpo através de um sensor aplicado na coluna lombar e ligado a um acelerómetro, bem como da intensidade da dor lombar no decorrer do teste. Antes do teste, será testado o endurance do médio glúteo através do teste da ponte lateral, que implica que o participante se deite de lado num colchão e com o apoio dos pés e cotovelo eleve a anca, pelo máximo de tempo que conseguir. A totalidade dos procedimentos terá a duração aproximada de 3 horas. Para bom funcionamento do material, em particular da eletromiografia, será pedido ao participante que vista uns calções específicos para o efeito.

Alguns participantes poderão ter que realizar um programa de exercícios em casa, a ser posteriormente explicado. Os participantes que realizam o programa de exercícios, ao final de duas semanas do teste, terão um novo encontro com o aluno de mestrado com a finalidade de serem informados acerca da progressão do seu treino. Quatro semanas após o teste inicial, todos os participantes devem reunir com o aluno de mestrado para que se possa repetir o teste, segundo os procedimentos anteriormente descritos. No sentido de acompanhar os participantes, será solicitado que facultem um número de contacto.

RISCOS POTENCIAIS:

Durante a realização do teste serão respeitadas todas as normas de segurança pré-estabelecidas para a utilização do equipamento. Não se exclui a possibilidade de o teste poder gerar desconforto ou dor transitória, em particular na região lombar, tendo este potencial acontecimento já ter sido identificado em estudos anteriores onde os mesmos procedimentos foram utilizados. Se se verificar uma situação de dor serão tomadas as devidas providências, nomeadamente um local onde o participante possa descansar e se assim o desejar, a toma de comprimido analgésico de primeira linha (paracetamol).

VANTAGENS POTENCIAIS:

O participante ficará a saber se tem risco de desenvolver dor lombar aquando da manutenção da postura de pé por um longo período de tempo. A par disso, ficará na posse de um conjunto de exercícios que se sabe contribuir para prevenção da dor lombar, que lhe permitirá, em função do risco percebido, ter um melhor controlo da sua saúde.

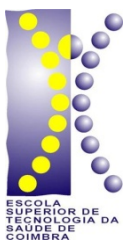
CONFIDENCIALIDADE:

Todos os dados recolhidos durante este estudo serão tratados de forma confidencial. Nos resultados serão divulgados valores do grupo, onde o participante nunca será identificado de forma individual. Os resultados de grupo serão postos à disposição dos participantes que neles estejam interessados. Os contactos fornecidos para acompanhamento durante as quatro semanas em que decorre o estudo serão apagados no final deste.

PARTICIPAÇÃO:

A escolha de participar ou não no estudo é voluntária.

Para qualquer questão, contactar Ana Domingues, através do número de telemóvel 964701810.



FORMULÁRIO DE CONSENTIMENTO DO PARTICIPANTE

ESTUDO NÃO INVASIVO

Título: Efeito de um programa de exercícios para prevenção da dor lombar ao nível da intensidade da dor, aceleração do CoM, endurance e co-activação do médio glúteo.

Orientador: Prof. Dr. Rui Soles Gonçalves

Aluna de mestrado: Ana Luísa Pires Domingues

Reconheço que os procedimentos de investigação envolvidos neste estudo e descritos em carta anexa me foram explicados e que responderam de forma satisfatória a todas as minhas questões. Os riscos potenciais de participar neste estudo foram-me devidamente explicados, bem como as vantagens que posso ter com a minha participação. Compreendo que tenho o direito de colocar, agora e durante o decorrer do estudo, qualquer questão sobre o mesmo, a investigação ou os métodos utilizados. Asseguram-me que os dados recolhidos serão guardados de forma confidencial e que a minha identidade pessoal nunca será revelada. Sei igualmente que sou livre de abandonar a participação no estudo se assim o desejar, e sem que daí resultem danos para mim, atuais ou futuros.

Pelo presente documento, eu consinto em participar plenamente neste estudo.

Nome: _____

Assinatura: _____

Data: ____/____/____

Para qualquer questão, contactar Ana Domingues, cujo número de telemóvel é fornecido na carta de explicação.

Apêndice II – Roland-Morris Questionnaire

QUESTIONÁRIO DE ROLAND E MORRIS SOBRE INCAPACIDADE

Quando lhe doem as costas, pode ter dificuldade em fazer algumas das coisas que normalmente faz.

Esta lista contém algumas frases que as pessoas utilizam para descrever as suas dores de costas. Quando as ler, pode achar que algumas sobressaem porque se aplicam a si *hoje*. Ao ler a lista, pense em si *hoje*. Quando ler uma frase que se aplica a si *hoje*, assinale-a. Se a frase não se aplicar a si, então deixe em branco e passe à seguinte. Lembre-se que só deve assinalar se tiver a certeza que a frase se aplica a si *hoje*.

Por causa das minhas dores nas costas ou na perna (ciática) *hoje*:

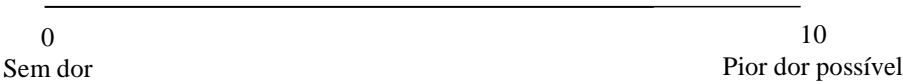
1. Fico em casa a maior parte do tempo por causa das minhas costas..... ☐
2. Mudo frequentemente de posição para pôr as costas numa posição confortável..... ☐
3. Ando mais devagar do que é costume por causa das minhas costas... ☐
4. Por causa das minhas costas não consigo fazer nenhum dos trabalhos que costumo fazer em casa.... ☐
5. Por causa das minhas costas, apoio-me no corrimão para subir escadas.... ☐
6. Por causa das minhas costas, deito-me mais frequentemente para descansar.... ☐
7. Por causa das minhas costas, tenho que me apoiar em qualquer coisa para me levantar dum sofá.... ☐
8. Por causa das minhas costas, tento que os outros que me façam as coisas..... ☐
9. Visto-me mais devagar do que é costume por causa das minhas costas..... ☐
10. Só consigo estar de pé pouco tempo por causa das minhas costas..... ☐
11. Por causa das minhas costas, tento não me dobrar ou ajoelhar..... ☐
12. Tenho dificuldade em me levantar de uma cadeira por causa das minhas costas..... ☐
13. Estou quase sempre com dores nas costas..... ☐
14. Tenho dificuldade em me virar na cama por causa das minhas costas..... ☐
15. Não tenho muito apetite por causa das dores nas costas..... ☐
16. Tenho dificuldade em calçar as meias (ou collants) por causa das dores nas costas..... ☐
17. Só consigo andar pequenas distâncias por causa das dores nas costas..... ☐
18. Durmo menos bem por causa das minhas costas..... ☐
19. Por causa das dores nas costas, preciso de ajuda para me vestir..... ☐
20. Estou quase todo o dia sentado/a por causa das minhas costas..... ☐
21. Evito trabalhos pesados em casa por causa das minhas costas..... ☐
22. Por causa das dores nas costas, ando mais irritado/a e mal-humorado/a com as pessoas
do que é costume..... ☐
23. Por causa das minhas costas, subo escadas mais devagar do que é costume..... ☐
24. Fico na cama a maior parte do tempo por causa das minhas costas..... ☐

Apêndice III – Escala Visual Analógica

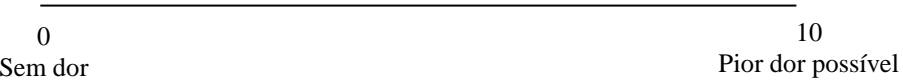
Número de registo: _____

Escala visual da dor

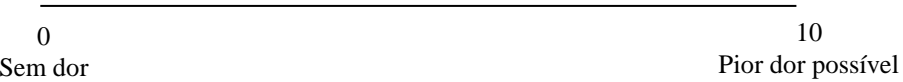
Por favor, assinale com um risco vertical a intensidade da dor que sente nas costas agora.



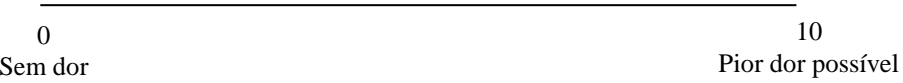
00:00



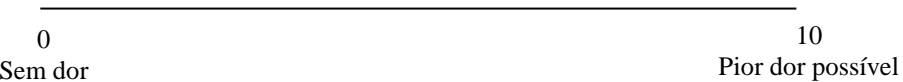
00:15



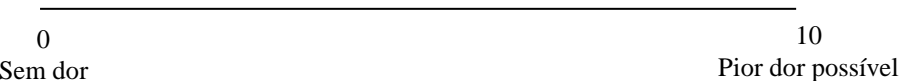
00:30



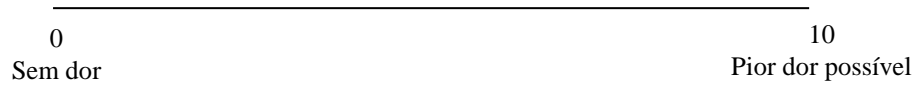
00:45



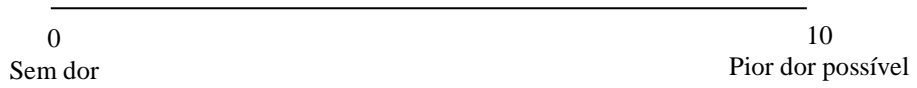
01:00



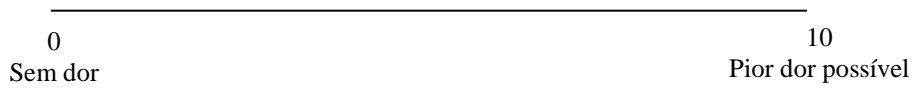
01:15



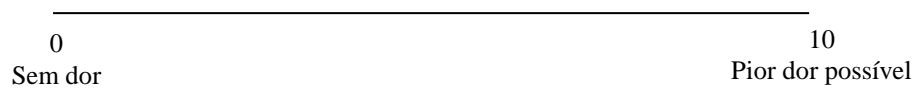
01:30



01:45



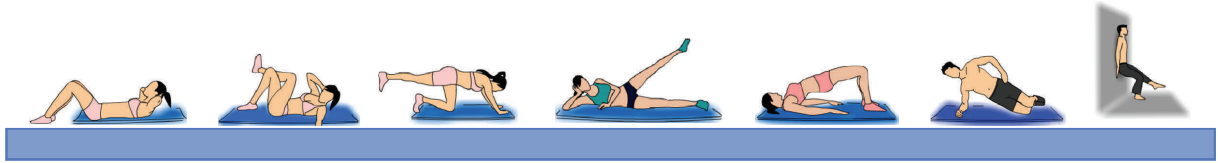
02:00



Apêndice IV – Plano de intervenção pelo exercício

PLANO DE EXERCÍCIOS

NÍVEL I



Plano de exercícios para prevenção da dor lombar no âmbito do mestrado em Fisioterapia da ESTeSC. Ana Luísa Domingues

ABDOMINAIS

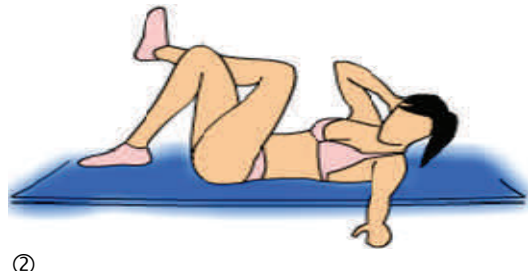


Abdominais: Deitado de barriga para cima. Joelhos fletidos. Mãos atrás da cabeça conforme a figura ①. Executar o movimento pela contração dos abdominais, fletindo ligeira e lentamente o tronco, como em ②.

2 séries de 15 repetições cada.

30 segundos a 1 minuto de descanso entre séries.

ABDOMINAIS OBLÍQUOS



Abdominais oblíquos: Deitado de barriga para cima. Joelhos fletidos. Braços e pernas conforme a figura ①. Executar o movimento pela contração dos abdominais, procurando aproximar o cotovelo do joelho oposto, como em ②. Repetir o mesmo exercício com o outro braço e perna.

2 séries por lado, 15 repetições cada série.

30 segundos a 1 minuto de descanso entre séries.

EXTENSÃO DO MEMBRO INFERIOR



①



②

Extensão do membro inferior: Posição de quatro apoios conforme a figura ①. Executar o movimento de extensão de uma das pernas, como em ②.

2 séries por lado, 15 repetições cada série. Manter a posição por 8 segundos.

30 segundos a 1 minuto de descanso entre séries.

ABDUÇÃO



①



②

Abdução: Deitado de lado. Pés juntos, conforme a figura ①. Executar o movimento de levantar a perna de cima, como em ②.

2 séries por lado, 15 repetições cada série. Manter a posição por 8 segundos.

30 segundos a 1 minuto de descanso entre séries.

PONTE



①



②

Ponte: Deitado de barriga para cima. Joelhos fletidos, conforme a figura ①. Executar o movimento de elevação da anca, como em ②.

20 repetições. Manter a posição por 8 segundos.

30 segundos a 1 minuto de descanso entre séries.

PONTE LATERAL



①



②

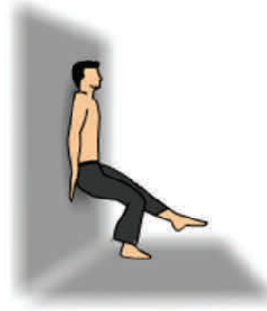
Ponte lateral: De lado, tronco apoiado no cotovelo. Joelhos semi-fletidos, conforme a figura ①. Executar o movimento de elevação da anca do colchão, como em ②.

20 repetições por lado. Manter a elevação por 8 segundos.
30 segundos a 1 minuto de descanso entre séries.

AGACHAMENTO NA PAREDE



①



②

Agachamento na parede: Encostado numa parede. Apoio unipodal com o joelho em carga ligeiramente fletido, conforme a figura ①. Executar o movimento lento de deslizar na parede (para baixo) pela flexão do joelho em carga, como em ②.

2 séries cada lado, 15 repetições cada série. 30 segundos a 1 minuto de descanso entre séries.

ALONGAMENTOS



Manter cada posição por 30 segundos. Fazer duas vezes cada alongamento

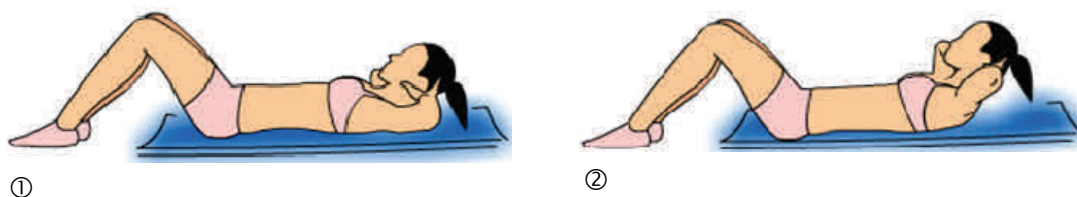
PLANO DE EXERCÍCIOS

NÍVEL II



Plano de exercícios para prevenção da dor lombar no âmbito do mestrado em Fisioterapia da ESTeSC. Ana Luísa Domingues

ABDOMINAIS

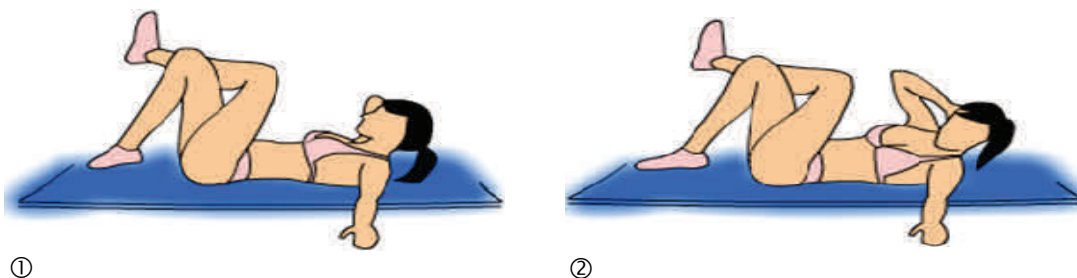


Abdominais: Deitado de barriga para cima. Joelhos fletidos. Mãos atrás da cabeça conforme a figura ①. Executar o movimento pela contração dos abdominais, fletindo ligeira e lentamente o tronco, como em ②.

3 séries de 15 repetições cada.

30 segundos a 1 minuto de descanso entre séries.

ABDOMINAIS OBLÍQUOS



Abdominais oblíquos: Deitado de barriga para cima. Joelhos fletidos. Braços e pernas conforme a figura ①. Executar o movimento pela contração dos abdominais, procurando aproximar o cotovelo do joelho oposto, como em ②. Repetir o mesmo exercício com o outro braço e perna.

3 séries por lado, 15 repetições cada série.

30 segundos a 1 minuto de descanso entre séries.

EXTENSÃO DO MEMBRO INFERIOR E SUPERIOR



①



②

Extensão do membro inferior e superior: Posição de quatro apoios conforme a figura ①. Executar o movimento de extensão de uma das pernas e do braço oposto em simultâneo, como em ②.

3 séries por lado, 15 repetições cada série. Manter a posição por 8 segundos.
30 segundos a 1 minuto de descanso entre séries.

ABDUÇÃO



①



②

Abdução: Deitado de lado. Pés juntos, conforme a figura ①. Executar o movimento de levantar a perna de cima, como em ②.

3 séries por lado, 15 repetições cada série. Manter a posição por 8 segundos.
30 segundos a 1 minuto de descanso entre séries.

PONTE



①



②

Ponte: Deitado de barriga para cima com a anca elevada, conforme a figura ①. Executar o movimento de extensão do joelho, como em ②.

20 repetições. Manter a posição por 8 segundos.
30 segundos a 1 minuto de descanso entre séries.

PONTE LATERAL COM JOELHOS ESTENDIDOS



①



②

Ponte lateral com joelhos estendidos: De lado, tronco apoiado no cotovelo, conforme a figura ①. Executar o movimento de elevação da anca do colchão, como em ②.

20 repetições por lado. Manter a elevação por 8 segundos.
30 segundos a 1 minuto de descanso entre séries.

AGACHAMENTO NA PAREDE



①



②

Agachamento na parede: Encostado numa parede. Apoio unipodal com o joelho em carga ligeiramente fletido, conforme a figura ①. Executar o movimento lento de deslizar na parede (para baixo) pela flexão do joelho em carga, como em ②.

3 séries cada lado, 15 repetições cada série. 30 segundos a 1 minuto de descanso entre séries.

ALONGAMENTOS



Manter cada posição por 30 segundos. Fazer duas vezes cada alongamento

ANEXOS

Anexo I – Rotina MatLab para cálculo de co-ativação muscular

```

% Programa principal
% DADOS DE CMV

N_individuos=50; % n° de indivíduos em teste
N_testes=2;      % dois testes por indivíduo
N_lados=2;      % dois lados dir/esq

total_ficheiro=N_individuos*N_testes*N_lados*2;

% carregamento a partir dos ficheiros txt
CMV=[];
ficheiro=0;
path='D:\dados\cmv.TXT\cmv_t0';
for ind=1:N_individuos
    if ind<10
        ind_txt=['0',num2str(ind)];
    else
        ind_txt=[num2str(ind)];
    end
    for teste=1:N_testes
        teste_txt=num2str(teste);
        for lado=1:N_lados
            if lado==1
                lado_txt='d';
            else
                lado_txt='e';
            end
            ficheiro=ficheiro+1;
            cmv_file=['cmv_',lado_txt,ind_txt,'_',teste_txt,'.txt'];
            clc
            disp(['Carregando ficheiro n°',num2str(ficheiro),' de
',num2str(total_ficheiro)])
            pause(0.01)
            CMV=load_CMV(cmv_file,path,CMV);

        end
    end
end

path='D:\dados\cmv.TXT\cmv_t1';
for ind=1:N_individuos
    if ind<10
        ind_txt=['0',num2str(ind)];
    else
        ind_txt=num2str(ind);
    end
    for teste=1:N_testes
        teste_txt=num2str(teste);
        for lado=1:N_lados
            if lado==1
                lado_txt='d';
            else
                lado_txt='e';
            end
            ficheiro=ficheiro+1;
            cmv_file=['cmv_',lado_txt,ind_txt,'_',teste_txt,'b.txt'];
            disp(['Carregando ficheiro n°',num2str(ficheiro),' de
',num2str(total_ficheiro)])
            CMV=load_CMV(cmv_file,path,CMV);
            pause(0.01)

```

```

end
end
end
disp('Salvando todos os dados carregados em formato
"*.mat");
save CMV_data.mat CMV

% DADOS DE TESTE

N_individuos=50;
% n° de indivíduos em teste [1..50]
N_testes=2;      % dois testes por indivíduo [a..b]
N_periodos=8;    % 8 periodos de 15 mins [1..8]

total_ficheiro=N_individuos*N_testes*N_periodos;

% carregamento a partir dos ficheiros txt
TESTE=[];
ficheiro=0;
path='D:\dados\Recolha.TXT\txt_T0';

for ind=1:N_individuos
    if ind<10
        ind_txt=['0',num2str(ind)];
    else
        ind_txt=[num2str(ind)];
    end
    teste_txt='a';

    for periodo=1:N_periodos

        per_txt=num2str(periodo);
        ficheiro=ficheiro+1;
        teste_file=['teste_',ind_txt,teste_txt,'_',per_txt,'.txt'];
        TESTE=load_TESTE(teste_file,path,TESTE,CMV);

        disp(['Carregando ficheiro n°',num2str(ficheiro),' de
',num2str(total_ficheiro)])
        pause(0.01)

    end
end

path='D:\dados\Recolha.TXT\txt_T1';
for ind=1:N_individuos
    if ind<10
        ind_txt=['0',num2str(ind)];
    else
        ind_txt=[num2str(ind)];
    end
    teste_txt='b';

    for periodo=1:N_periodos

        per_txt=num2str(periodo);
        ficheiro=ficheiro+1;
        teste_file=['teste_',ind_txt,teste_txt,'_',per_txt,'.txt'];
        TESTE=load_TESTE(teste_file,path,TESTE,CMV);

```

```

disp(['Carregando ficheiro n°',num2str(ficheiro),' de
',num2str(total_ficheiro)])
pause(0.01)

end
end

disp('Salvando todos os dados carregados em formato
"*.mat"');
save TESTE_data.mat TESTE

function CMV=load_CMV(cmv_file,path,CMV)

dados=load([path,filesep,cmv_file],'-ascii');
esq=dados(:,1);
dir=dados(:,2);

lado=cmv_file(5);
indivíduo=str2double(cmv_file(6:7));
teste=str2double(cmv_file(9));

CMV(indivíduo).teste=teste;

if cmv_file(end-4)=='b'
if lado=='d'
CMV(indivíduo).direito_t1=dir;
elseif lado=='e'
CMV(indivíduo).esquerdo_t1=esq;
end
else
if lado=='d'
CMV(indivíduo).direito_t0=dir;
elseif lado=='e'
CMV(indivíduo).esquerdo_t0=esq;
end
end

end

function
TESTE=load_TESTE(teste_file,path,TESTE,CMV)

dados=load([path,filesep,teste_file],'-ascii');

EMG_esq=dados(:,1);
EMG_dir=dados(:,2);

acc_x=dados(:,3);
acc_y=dados(:,4);
acc_z=dados(:,5);

indivíduo=str2double(teste_file(7:8));
teste=teste_file(9);
periodo=str2double(teste_file(11));

tau=0.500; % 500 ms de tempo de espera
f_corte=[6,30]; % frequencias de corte dos filtros
passa alto e passa baixo

```

```

if teste=='a'
% instante t0
CMV_e=CMV(indivíduo).esquerdo_t0;
CMV_d=CMV(indivíduo).direito_t0;
CMV_e=filtro_PB(CMV_e,f_corte);
CMV_d=filtro_PB(CMV_d,f_corte);

x=filtro_PB(EMG_esq,f_corte)/max(abs(CMV_e));
y=filtro_PB(EMG_dir,f_corte)/max(abs(CMV_d));

Rxy=calcular_Rxy(x,y,1,1,tau)

TESTE(indivíduo).Rxy_t0(periodo)=Rxy;
rms_value=rms(sqrt(acc_x.^2+acc_y.^2+acc_z.^2));
TESTE(indivíduo).acc_rms_t0(periodo)=rms_value;
disp(['Carregando indivíduo n°',num2str(indivíduo),'
periodo ',num2str(periodo),' tempo 0'])

elseif teste=='b'
% instante t1
CMV_e=CMV(indivíduo).esquerdo_t1;
CMV_d=CMV(indivíduo).direito_t1;

CMV_e=filtro_PB(CMV_e,f_corte);
CMV_d=filtro_PB(CMV_d,f_corte);

x=filtro_PB(EMG_esq,f_corte)/max(abs(CMV_e));
y=filtro_PB(EMG_dir,f_corte)/max(abs(CMV_d));

Rxy=calcular_Rxy(x,y,1,1,tau)

TESTE(indivíduo).Rxy_t1(periodo)=Rxy;

disp(['Carregando indivíduo n°',num2str(indivíduo),'
periodo ',num2str(periodo),' tempo 1'])
rms_value=rms(sqrt(acc_x.^2+acc_y.^2+acc_z.^2));
TESTE(indivíduo).acc_rms_t1(periodo)=rms_value;
end
clear x y Rxy

end

function Y_filtrado=filtro_PB(Y,fcorte)

fa=1024;

fn=fa/2;

f=fcorte(1)/fn;
D = fdesign.highpass('N,F3db',2,f);
Filtro= design(D);
Y_filtrado = filter(Filtro,Y);

f=fcorte(2)/fn;
N=4; % ordem do filtro;
D = fdesign.lowpass('N,F3db',N,f);
Butterworth = design(D,'butter');

```



```

Y_filtrado = filter(Butterworth,Y_filtrado);

function Rxy=calcular_Rxy(x,y,Rx0,Ry0,tau)

% Calcula a coorelação cruzada entre e e y usando Rx0
e Ry0 para normalizar
N=length(x);
fa=1024;
Ta=1/fa;

t=Ta:Ta:Ta*N;
T=max(t);
dt=Ta;
n=round(tau/Ta);

integral=0;
for i=1:length(t)-n
integral=integral+((x(i)*y(i+n))/(Rx0*Ry0))*dt;
end

Rxy=1/T*integral;

end

```